

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

INFORMATIZAÇÃO DO TESTE DE ESFORÇO FÍSICO EM ESTEIRA
ERGOMÉTRICA

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA
CATARINA PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA
ELÉTRICA

ADILSON ANDRÉ MARTINS MONTE

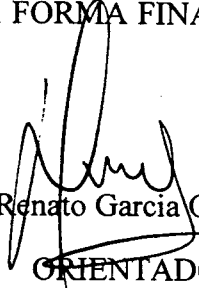
FLORIANÓPOLIS, MARÇO DE 1996

**INFORMATIZAÇÃO DO TESTE DE ESFORÇO FÍSICO EM ESTEIRA
ERGOMÉTRICA**

ADILSON ANDRÉ MARTINS MONTE


ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE
MESTRE EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE ENGENHARIA ELÉTRICA, ÁREA DE CONCENTRAÇÃO
ENGENHARIA BIOMÉDICA E APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.

ORIENTADOR



Prof. Enio Valmor Kassick, Dr.

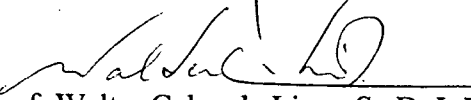
COORDENADOR DO CURSO

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.

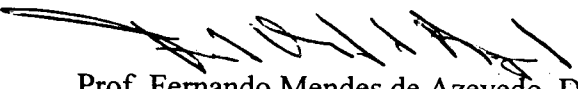
PRESIDENTE



Prof. Walter Celso de Lima, Sc.D., L.D.



Profa. Maria de Fátima S Duarte, Dra.



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr.

AOS MEUS PAIS: HELOISA E ADIR.

AOS MEUS IRMÃOS: LENA, SAMUEL E GUILHERME

AOS MEUS SOBRINHOS: PATRÍCIA E BRUNO

À AMIGA E NAMORADA: CLÁUDIA

*“Ciência sem consciência
não passa de ruína da alma.”*

(François Rabelais)

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. Renato Garcia Ojeda pela orientação.

Agradeço ao Professor Dr. Walter Celso de Lima, pela co-orientação, atenção e presteza.

Agradeço à Professora Dra. Maria de Fátima e ao Professor Dr. Markus Nahas, pela atenção e presteza.

Aos amigos Belli, Eduardo, Fernando, Júlio, Myriam, Patrick e Sílvia que com companheirismo, entusiasmo e colaboração, tornaram o ambiente de trabalho mais ameno.

Ao amigo Mário Paz pelo companheirismo, dedicação, apoio técnico e literalmente, pelo suor empenhado na etapa de testes finais.

Aos amigos e companheiros de trabalho: Alexandre, Coelho, Domingo, Elias, Frank, George, Ivan, Jaisson, Juliano (magrão), Juliano Pacheco, Luciano, Pacheco, Pedro e Rubens.

Ao Professor Dr. Denizar C. Martins pelo profissionalismo e companheirismo.

Agradeço ao GPEB/UFSC (Grupo de Engenharia Biomédica), ao LAEF/UFSC (Laboratório de Esforço Físico) e ao INEP/UFSC (Instituto de Eletrônica de Potência), pela infra-estrutura e apoio.

AOS MEUS FAMILIARES QUE APESAR DA DISTÂNCIA, SEMPRE ESTIVERAM COMIGO.

RESUMO

Este trabalho propõe o projeto e a implementação da informatização de testes de esforço físico em esteira ergométrica. O sistema computacional desenvolvido, dentro das suas características, monitora qualquer teste físico em esteira ergométrica, sendo que o teste de caminhada da milha e o teste Cooper, devido a sua popularidade, praticidade e aplicabilidade, foram os implementados. Além da monitoração em tempo real, tratamento e avaliação dos resultados, o projeto propõe, no caso do teste de caminhada da milha, um programa de condicionamento físico de 20 semanas.

O sistema processa em tempo real a frequência cardíaca do praticante e a velocidade da esteira ergométrica. Estes sinais são captados, tratados e transmitidos à interface serial de um microcomputador IBM-PC compatível, para posteriormente, serem processados pelo *software* do projeto.

O sistema pode ser adaptado a qualquer tipo de esteira sem alteração do seu funcionamento.

Os resultados mostraram que os métodos aplicados são convenientes para a presente aplicação apresentando um baixo custo de implementação.

ABSTRACT

The purpose of this work is the project and implementation of an automatic system comprised of specific hardware and software for physical fitness tests in treadmill.

Among the main characteristics of the system are: the online monitoring the heart rate as well the treadmill speed for physical fitness walking test and Cooper test. Besides the online measuring, the system processes the data produced in order to analyze and evaluate the physical condition of the subject. As another important feature is the program of physical conditioning for 20 weeks.

The hardware acquires the heart rate signal and treadmill speed and sends these signals to an IBM-PC compatible which processes the data to generate on-line reports.

The system may be adapted to any kind of treadmill without changing the functioning components. Results showed the methods applied suitable for the application with low cost implementation.

SUMÁRIO

RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
SUMÁRIO	viii
SIMBOLOGIA	xi
CAPÍTULO 1 - INFORMATIZAÇÃO DO TESTE DE ESFORÇO	1
1.1. INTRODUÇÃO	1
1.2. INTRODUÇÃO GERAL	1
1.3. JUSTIFICATIVA	2
1.4. HISTÓRICO	4
1.5. CONCLUSÃO	6
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1. INTRODUÇÃO	7
2.2. A ATIVIDADE MUSCULAR	7
2.2.1. A ESTRUTURA MUSCULAR	7
2.2.2. PRINCÍPIOS GERAIS DO ESTÍMULO	10
2.2.3. O ESTÍMULO E A CONTRAÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES	14
2.2.4. MECANISMOS ENERGÉTICOS PARA A ATIVIDADE MUSCULAR	15
2.2.5. CONSUMO DE OXIGÊNIO NO ESFORÇO FÍSICO	17
2.2.5.1. CONSUMO MÁXIMO DE OXIGÊNIO ($\dot{V}O_{2\max}$)	18
2.2.6. CIRCULAÇÃO E ESFORÇO	20
2.2.6.1. REGULAÇÃO DO FLUXO SANGÜÍNEO MUSCULAR LOCAL	20
2.2.7. SISTEMA CÁRDIO-CIRCULATORIO	22
2.2.7.1. PROPRIEDADES DO MIOCÁRDIO	23

2.2.7.2. SINAL ELÉTRICO CARDÍACO.....	24
2.2.7.3. ADAPTAÇÃO CIRCULATORIA AO ESFORÇO	25
2.2.7.4. O COMPORTAMENTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE E APÓS O ESFORÇO.....	26
2.2.7.5. VISÃO GLOBAL SOBRE OS REGULADORES DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE E O ESFORÇO	28
2.2.7.6. VOLUME/MINUTO CARDÍACO E ESFORÇO	29
2.2.7.7. VOLUME SISTÓLICO E TREINAMENTO.....	30
2.2.7.8. FREQUÊNCIA CARDÍACA E TREINAMENTO	31
2.2.7.9. INFLUÊNCIAS SEXUAIS E INTERINDIVIDUAIS DAS DIMENSÕES DA CIRCULAÇÃO.....	32
2.3. CONCLUSÃO	32
CAPÍTULO 3 - TESTES DE ESFORÇO FÍSICO	33
3.1. INTRODUÇÃO	33
3.2. TESTE DE CAMINHADA DA MILHA	33
3.3. TESTE DE COOPER	34
3.4. DETERMINAÇÃO DO VO 2max POR TESTE DE ESFORÇO.....	35
3.5. DETERMINAÇÃO DO FREQUÊNCIA CARDÍACA NO TESTE DE ESFORÇO.....	37
3.6. CONCLUSÃO	37
CAPÍTULO 4 - ARQUITETURA DO SISTEMA PROPOSTO	38
4.1. INTRODUÇÃO	38
4.3. ARQUITETURA DO <i>SOFTWARE</i> BÁSICO.	38
4.3.1. FLUXOGRAMA PRINCIPAL.....	39
4.3.2. DESCRIÇÃO DA ROTINA PRINCIPAL.	39
4.3.3. DESCRIÇÃO DA ROTINA CARREGAR TESTE.....	39
4.3.4. DESCRIÇÃO DA ROTINA TESTE NOVO	39
4.3.5. DESCRIÇÃO DA ROTINA DADOS PESSOAIS E VISUALIZAÇÃO DO TESTE.....	42

4.3.6. DESCRIÇÃO DA ROTINA RELATÓRIO.	43
4.3.7. DESCRIÇÃO DA ROTINA APTIDÃO CARDIORRESPIRATÓRIA	44
4.3.8. DESCRIÇÃO DA ROTINA PROGRAMA DE 20 SEMANAS	45
4.3.9. DESCRIÇÃO DA ROTINA IMPRESSÃO.	46
4.4. ARQUITETURA DO <i>HARDWARE</i> BÁSICA	46
4.5. PROCEDIMENTOS PARA A EXECUÇÃO DO TESTE	49
4.6. PROCEDIMENTOS PARA CARREGAR TESTES ANTIGOS	49
4.7. CONCLUSÃO	49
CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES FINAIS	51
5.1. INTRODUÇÃO	51
5.2. RESULTADOS	51
5.3. CONCLUSÕES FINAIS	54
GLOSSÁRIO	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
ANEXO 1	62

SIMBOLOGIA

AAHPERD	- American Association of Health, Physical Education, Recreation and Dance.
ACSM	- American College of Sports Medicine.
ADP	- Difosfato de Adenosina.
ATP	- Trifosfato de Adenosina.
Ca ++	- Cálcio.
CAFT	- Canadian Aerobic Fitness Test.
CFS	- Canada Fitness Survey.
Cl -	- Cloro.
CrP	- Fosfocreatina.
ECG	- Eletrocardiograma.
FC	- Frequência Cardíaca.
HB	- Hemoglobina.
HCO₃ -	- Carbonato.
K +	- Potássio.
Na +	- Sódio.
NA	- Normalmente Aberto.
NCYFS	- National Children and Youth Fitness Study.
O₂	- Oxigênio.
PI	- Fosfato Inorgânico.
VO₂ max	- Potência Aeróbica.

CAPÍTULO 1 - INFORMATIZAÇÃO DO TESTE DE ESFORÇO

1.1. INTRODUÇÃO

Este capítulo apresenta uma introdução geral ao teste de esforço físico, contendo a justificativa da proposta de sua informatização e um breve histórico dos trabalhos desenvolvidos sobre o tema.

1.2. INTRODUÇÃO GERAL

A engenharia e seus profissionais têm como objetivo fornecer suporte técnico aos avanços tecnológicos da sua época, portanto, espelham os anseios históricos da sociedade. A Engenharia Biomédica está totalmente inserida neste processo. Esta área da engenharia, apesar de relativamente recente, tem demonstrado enormes progressos em seu desenvolvimento.

Outro fator importante a ser considerado, é a consciência de que os recursos atuais são escassos e que soluções racionais para o avanço da ciência devem ser almejados.

O presente trabalho tem o objetivo de informatizar o teste da caminhada da milha, transportando-o para um laboratório através da utilização de uma esteira ergométrica.

A troca do ambiente de realização do teste da caminhada da milha, proporciona um maior controle das variáveis externas e também, uma observação imediata dos parâmetros a serem adquiridos e processados. Portanto, há a possibilidade de interferência de um especialista durante a execução do teste.

O sistema desenvolvido possibilita a visualização das variáveis referentes ao teste a cada instante. Estes dados são apresentados de forma discreta ou graficamente, o que objetiva ao especialista uma análise minuciosa e detalhada.

A informatização deste teste de avaliação da aptidão física, proporciona todas as possibilidades, alternativas e conveniências atuais das ciências da computação.

O trabalho está dividido em oito capítulos: o primeiro, trata da introdução e justificativa do estudo e apresenta um breve histórico sobre o assunto; o segundo, as bases teóricas do trabalho; o terceiro, os testes de esforço físico, em especial, o teste da caminhada da milha; o quarto, apresenta a arquitetura do sistema proposto (*software* e *hardware*); os resultados obtidos, as conclusões e sugestões e as referência bibliográficas, são apresentados no quinto capítulo.

1.3. JUSTIFICATIVA

A urbanização e a industrialização dos últimos tempos trouxeram grandes benefícios para a humanidade, porém também causaram problemas sérios em alguns setores dentre os quais destaca-se o problema da inatividade física nos grandes centros urbanos [6].

Doenças cardiovasculares são responsáveis por quase metade da morbidade e mortalidade dos indivíduos adultos de ambos os sexos em nossos tempos [1]. Nos Estados Unidos da América cerca de 1 milhão de pessoas morrem anualmente em consequência de doenças cardíacas [2].

Em grandes centros urbanos, como São Paulo e Porto Alegre, dados estatísticos mostram resultados semelhantes aos de centros mais urbanizados [4].

A expectativa de vida é muito maior para aqueles que mantêm a forma física. Em estudo recente, os níveis de aptidão física de 13344 voluntários foram medidos com o uso de uma esteira rolante. Os participantes foram classificados em cinco categorias, em uma escala que colocava os de pior forma física no grupo 1, os de forma razoável nos grupos 2 e 3 e os em melhor forma nos grupos 4 e 5. A taxa de mortalidade de cada grupo foi monitorada durante um determinado número de anos [28].

Os resultados revelaram que a taxa de mortalidade das pessoas do grupo 1 ultrapassou o dobro da taxa encontrada nos grupos intermediários. A mortalidade entre os grupos que apresentavam boa forma física e os grupos intermediários também sofreu redução, embora menos significativa. A figura 1 ilustra este estudo.

O projeto proposto é um elemento colaborador ao combate a falta de exercícios e suas conseqüências prejudiciais sobre o sistema cardiovascular através de uma motivação imediata para a prática desportiva.

Mortes anuais por grupos de 10000 pessoas.

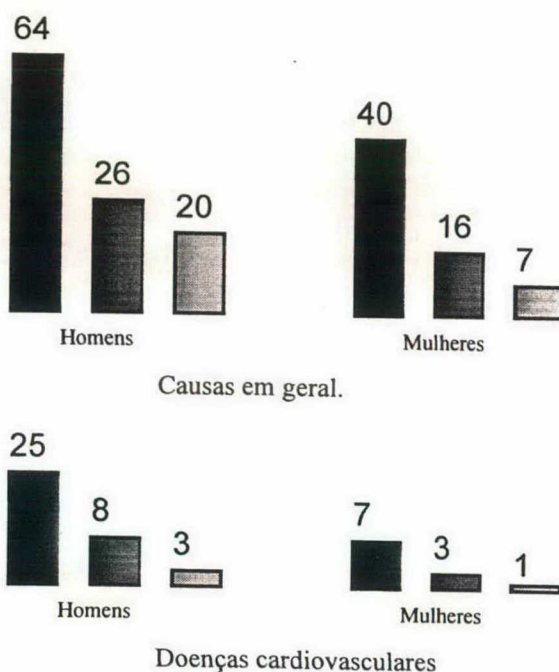


Figura 1 - Mortes anuais por grupos de 10000 pessoas [28].

O sistema projetado oferece os benefícios da informática ao teste de esforço físico. Trazendo assim, uma inovação na prática costumeira de execução destes testes. A informatização proporciona melhoras no desempenho, praticidade, confiabilidade e versatilidade na execução do teste.

Os fatores citados acima, portanto, inovam e otimizam a prática dos testes de esforço físico.

1.4. HISTÓRICO

Einthoven em 1908 [23], e Bousfield em 1918 [23] registraram os sinais cardíacos de pacientes submetidos a esforço físico. Master em 1929 [23], publicou seu primeiro trabalho sobre teste de esforço. Usou o pulso cardíaco e a pressão sanguínea para avaliar a capacidade cardíaca do praticante. Goldhammer e Scherf propuseram em 1932 [23] o uso de exercício físico para confirmar o diagnóstico de isquemia coronariana.

Em torno de 1938 [8], Missal pesquisou pacientes normais, submetendo-os a subirem 3 a 6 andares de escadas correndo e é provável que tenha sido dele o primeiro teste de esforço máximo. Mais tarde, o uso dos degraus de 9 polegadas de Master tornou-se popular.

O Teste de Banco de Harvard foi desenvolvido por Johnson, Brouha e Darling trabalhando no Harvard Fatigue Laboratory em 1942 [22]. Este teste é similar ao teste original de Master e popularizou-se entre atletas e militares.

Hellerstein em 1959 [23], usou o teste de esforço como método para avaliação da capacidade de trabalho de pacientes cardíacos, demonstrou que funcionários afastados por problemas cardíacos podiam voltar ao trabalho sem risco. Os programas de reabilitação cardíaca tem neste pesquisador um pioneiro.

Em 1951, Yu e col. relataram a utilização de uma esteira rolante motorizada em seus testes [23].

O teste de esforço moderno pode ser considerado começado em 1956, quando Bruce [17] publicou um teste desenvolvido em esteira rolante estabelecendo diretrizes para agrupar pacientes em classificações de acordo com suas aptidões. Atualmente, grande parte dos protocolos para teste de esforço baseiam-se nos princípios que Bruce estabeleceu nesta época. Pouco antes disto, em 1954, Astrand e Ryhming [23] documentaram que o consumo máximo de Oxigênio podia ser relacionado com a frequência cardíaca em teste submáximo.

O uso de computadores no auxílio do teste de esforço começou por volta de 1967. Winter e Sheffield e associados em 1969, estão entre os pioneiros nesta prática. Najmi (1968), Martin e McConahay (1972) e Lewis e Wilson (1971) trouxeram, praticamente, ao estágio atual de monitoração do teste esforço [23].

Na medicina desportiva, os relatos de pesquisas e programas são mais recentes. Nos Estados Unidos, a *American Association of Health, Physical Education, Recreation and Dance* (AAHPERD) e o *Public Health Service* têm desenvolvido e aplicado testes de aptidão física desde 1985 e 1984, respectivamente. Em 1981, o *Canada Fitness Survey* (CFS) foi fundado com o objetivo de aplicar testes de aptidão física na população canadense[15]. O *U.S. Public Health Service* em 1984, publicou o *National Children and Youth Fitness Study* (NCYFS) que foi a primeira grande avaliação de aptidão física da população jovem do seu país [8].

Atualmente, também nos Estados Unidos, o *American College of Sports Medicine* (ACSM) é uma importante organização científica representada por mais de quarenta médicos e especialistas na área, que publica informações sobre o assunto nos meios populares de comunicação, com o objetivo de auxiliar e motivar a prática de esporte e exercícios físicos.

O *Canadian Aerobic Fitness Test* (CAFT), desenvolvido pelo governo canadense em torno de 1975, com objetivo de motivar à prática de exercícios físicos pela sua população, foi um dos testes pioneiros na determinação da aptidão cardiorrespiratória. O CAFT é um teste executado com auxílio de 2 degraus de 8 polegadas de altura [8].

A partir dos anos 80, começou a popularização das bicicletas (populares na Europa) e esteiras rolantes (populares na América) ergométricas.

Nos dias de hoje, coexistem equipamentos dos dois tipos, sendo que a novidade é o uso de circuitos eletrônicos microprocessados dedicados, o que erroneamente os fabricantes divulgam no mercado como equipamento “microcomputadorizado”.

Também a partir de 1980, surgiram variados tipos de testes de avaliação da aptidão física. Entre muitos, os testes para avaliação de grupos musculares específicos como por exemplo: os testes abdominais, são muito praticados hoje em dia. Também são muitos, os testes desenvolvidos para a avaliação das condições físicas, como por exemplo: os testes para a obtenção da faixa ideal de peso, através da determinação do percentual de gordura. Atualmente, também existem os testes em forma de questionários para a avaliação da atividade física habitual. No que se refere à avaliação da aptidão cardiorrespiratória, os testes de Cooper e o da caminhada da milha, estão entre os mais praticados atualmente.

1.5. CONCLUSÃO

A partir de um histórico dos testes de esforço físico, este capítulo apresentou a justificativa do sistema proposto, mostrando as vantagens da sua informatização.

CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. INTRODUÇÃO

As bases fisiológicas das atividades físicas e desportivas são expostas neste segundo capítulo. Os parâmetros e conceitos fisiológicos fundamentais a serem observados durante um teste de esforço físico, estão devidamente correlacionados conforme a sua importância.

Este capítulo apresenta basicamente as definições da estrutura e do estímulo muscular, da função dos mecanismos energéticos desencadeadores da contração muscular e enfatiza também, a importância como parâmetro na avaliação da aptidão física do consumo máximo de oxigênio. No seu final discorre sobre os parâmetros da regulação do fluxo sanguíneo e do comportamento da frequência cardíaca na adaptação circulatória ao esforço. Como conclusão, o presente capítulo enfatiza o efeito do treinamento desportivo na frequência cardíaca.

2.2. A ATIVIDADE MUSCULAR

O corpo humano necessita dos músculos para qualquer forma de movimento. O músculo esquelético responsável pela atividade muscular voluntária, contrariamente aos músculos liso e cardíaco, têm a rapidez na contração e relaxamento como característica peculiar.

2.2.1. A ESTRUTURA MUSCULAR

A fibra muscular é o elemento de formação de nossos músculos esqueléticos, possui um diâmetro médio aproximado de 50-100 μm e um comprimento de até 10 cm. Essas fibras são externamente envolvidas por uma membrana celular típica chamada sarcolema, e no seu interior contém além do

citoplasma e centenas de núcleos, estruturas mais finas, alongadas e filiformes, as miofibrilas (diâmetro médio:1µm). Essas, ao microscópio, apresentam uma sucessão regular de zonas alternadamente escuras e claras, que conferem à fibra muscular esquelética suas "estrias" transversais. As zonas mais escuras são designadas com a letra "A", enquanto as claras são apresentadas por sulcos em "I". Cada uma dessas estrias é atravessada mais uma vez por uma linha mais estreita. As estrias em "I" são atravessadas por uma linha mais escura designada "Z" e as estrias em "A" por uma faixa mais clara chamada "H". O sarcômero é a unidade de formação de cada miofibrila e estende-se entre duas faixas "Z".

Ao microscópio eletrônico percebe-se que também as miofibrilas são constituídas por subunidades ainda mais finas e filiformes, os miofilamentos. Distingue-se entre eles duas espécies diferenciadas em sua espessura e composição química: a primeira chamada de "actina" ou filamento "delgado" composta por uma molécula de proteína e actina com diâmetro de 5 nm e a outra designada de "miosina" ou filamento "grosso" de estrutura proteica com diâmetro de 15 nm. O filamento "grosso" estende-se por toda a faixa "A", enquanto os filamentos de actina localizam-se desde a linha "Z" até a faixa "H", portanto, penetram entre os filamentos de miosina e em consequência, na faixa "A". No momento da contração muscular devido a formação de um complexo de "Actina-Miosina", os filamentos delgados de actina deslizam progressivamente entre os filamentos grossos de miosina, de modo que as faixas (estrias) em "I" podem até sumir completamente (Figura 2).

Segundo W. McArdle, F.Katch e V.Katch (1992), *"as faixas são assim chamadas devido as suas propriedades ópticas. As faixas "I" fazem com que a velocidade da luz ao atravessá-la seja a mesma em todas as direções (isotrópica). Ao atravessar a faixa "A", a luz polarizada não se dispersa igualmente (anisotrópica). Zwischen em alemão significa "entre" e designa a faixa "Z" [6].*

A captação de energia oxidativa do músculo é feita através das mitocôndrias, onde também efetuam-se as reações com o Oxigênio e o Hidrogênio

que é retirado dos substratos metabólicos através de enzimas desidratantes. É neles que se formam as ligações de fosfato energeticamente fundamentais para o organismo.

A característica morfológica mais importante do mitocôndrio é uma fimbria espessa ligada à membrana com partículas globulares que podem ser isoladas como ATP-ase mitocondrial (Trifosfato de Adenosina).

Os mitocôndrios da musculatura estriada localizam-se dentro das fendas interfibrilares (figura 2), já na musculatura lisa, são menores e situam-se na vizinhança do núcleo celular [7].

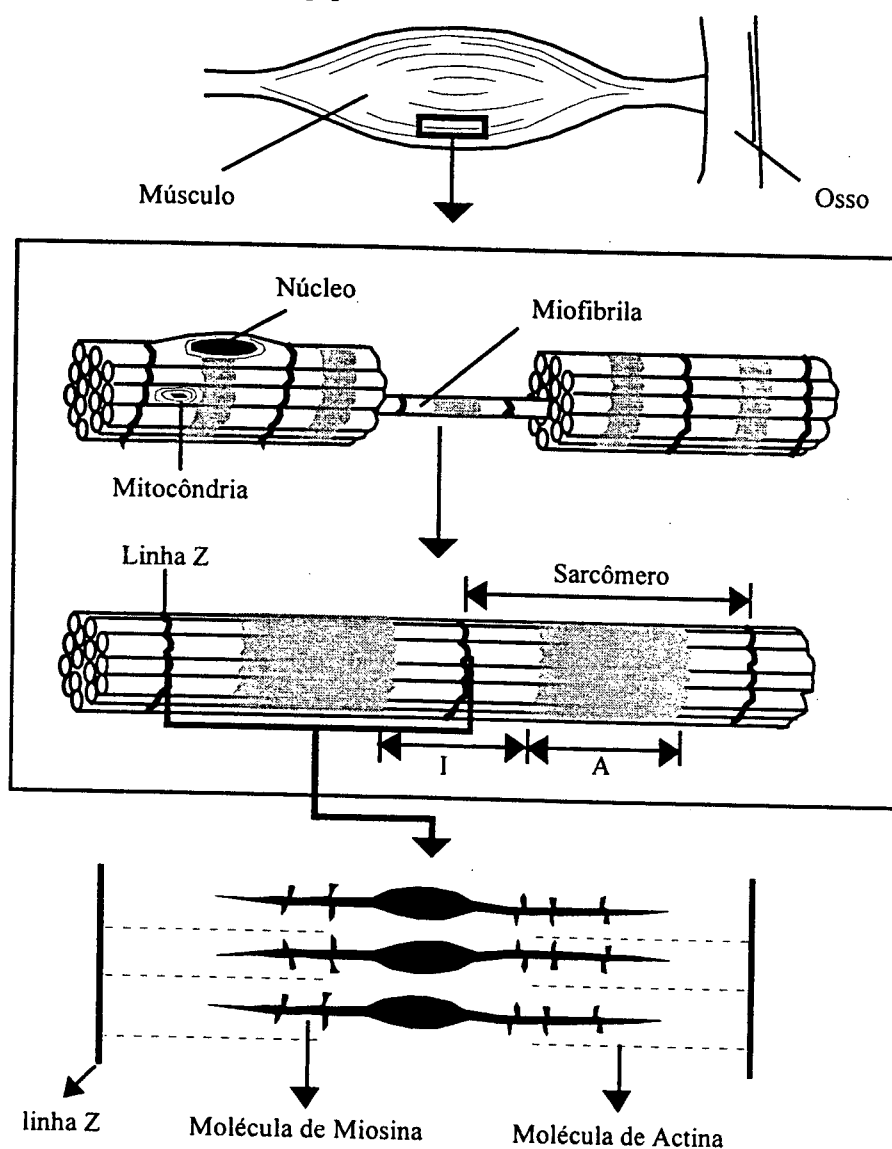


Figura 2 - Representação esquemática das estruturas macro e microscópica dos músculos[7].

2.2.2. PRINCÍPIOS GERAIS DO ESTÍMULO

Toda célula do corpo humano é envolvida por uma membrana que não se deixa atravessar de forma igual por todos os íons. No interior das células há predomínio de íons de Potássio (K^+) e de grandes ânions negativos (geralmente ânions proteicos). Porém, no espaço intersticial (fora da célula), encontram-se os íons de Sódio (Na^+), íons de Cloro (Cl^-) e os íons de carbonato (HCO_3^-) em concentrações menores. A distribuição iônica é representada pela figura 3, onde por analogia, o tamanho da letra indica a respectiva concentração iônica celular.

CÉLULA	
Dentro	Fora
K^+	Na^+
A^-	Cl^-
Na^+	HCO_3^-
Cl^-	K^+
HCO_3^-	

Figura 3 - Distribuição e concentração dos íons dentro e fora da célula[7].

Uma diferença de concentração desta natureza somente poderia subsistir se a membrana celular fosse totalmente impermeável. Não é o caso, uma vez que pequenas quantidades de íons de Potássio (K^+) podem sempre atravessar a membrana de acordo com a sua concentração. Assim, dependendo do grau de permeabilidade da membrana, as diferenças de concentração sempre se equilibram. Conclui-se que a manutenção das diferenças de concentração assinaladas resulta de uma função orgânica ativa. De fato, esta diferença de concentração deixa de existir quando há interrupção por determinado tempo do aporte de Oxigênio aos tecidos. Logo, a diferença de concentração mantém-se por meio de processos ativos de

trocas metabólicas. Esses processos têm por função o bombeamento de íons, ou melhor, a bomba de Sódio expelle os íons de Na^+ do interior da célula e a bomba de Potássio envia os íons de K^+ para o seu interior. Em repouso, todas as células possuem a máxima permeabilidade para os íons de K^+ e Cl^- . Para os íons de Na^+ a permeabilidade sob condição de repouso é aproximadamente 10 a 25 vezes menor que para os íons K^+ . Os íons Na^+ que penetram são imediatamente bombeados de volta. Os ânions proteicos, devido ao seu tamanho, não têm condições de diálise [7].

Devido a este desempenho iônico, verifica-se uma diferença de potencial entre o interior e a superfície celular. Este potencial de difusão do K^+ é designado de potencial de repouso. No interior da célula, os íons que se opõem aos íons de K^+ são grandes íons impermeáveis de albumina (carga negativa). Em virtude de sua permeabilidade, a tendência dos íons K^+ é de sair da célula, uma vez que no seu interior estão em concentração maior. Todavia, são mantidos no interior pelos íons de carga oposta ali existentes. Esta tensão somada à gerada pelos íons encontrados no exterior, origina um potencial da membrana que está entre -50 a -100 mV. Este potencial que depende do tipo de célula e da distribuição dos íons são medidos através de microeletrodos. A figura 4 representa um esquema elucidativo do potencial de repouso, como consequência do potencial de difusão do Potássio. Os íons de Potássio, de passagem livre através da membrana, tendem a deslocar-se de dentro para fora da célula, de acordo com os gradientes de concentração. Os ânions não podem acompanhá-los porque não conseguem atravessar a membrana, apenas conseguindo manter os íons de Potássio firmemente aderidos à mesma. Em consequência, tem-se a geração de uma diferença de potencial.

Durante a estimulação, a membrana celular altera a sua permeabilidade, isto é, torna-se permeável aos íons de Na^+ que, devido ao seu gradiente de concentração, penetram no interior da célula. Com a entrada de uma grande quantidade de elementos de carga positiva no interior da célula, o potencial de

repouso diminui. A célula é então, despolarizada. Este início de despolarização (nível sublimiar) tem o nome de resposta local.

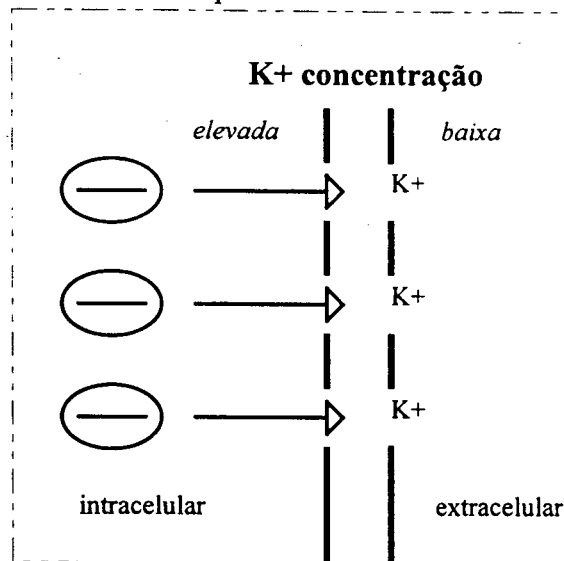


Figura 4 - Esquema elucidativo do potencial de repouso [7].

No instante em que a despolarização ultrapassa um determinado limite, instala-se um potencial de ação propagado[7].

Conforme a teoria eletrônica, o potencial de ação propagado ocorre porque o potencial local de uma membrana celular excita a porção adjacente e esta a porção seguinte, de modo que a excitação propaga-se como uma onda. Após a onda de ativação (estímulo), as bombas de Na⁺ e K⁺ encarregam-se de completar o equilíbrio iônico e a membrana torna-se refratária por algum tempo (platô), ou seja, não consegue desencadear um novo impulso durante alguns instantes.

As cinco fases estão representadas na figura 5 e correspondem aos seguintes processos:

Fase A: Processo de despolarização inicial rápida (potencial chega a 20 mV);

Fase B: Processo de repolarização rápida precoce;

Fase C: Processo de relativa estabilização em torno do potencial 0 V, esta fase é conhecida como platô do potencial de ação;

Fase D: Processo de volta ao potencial de repouso;

Fase E: Processo de estabilização do potencial de repouso [3].

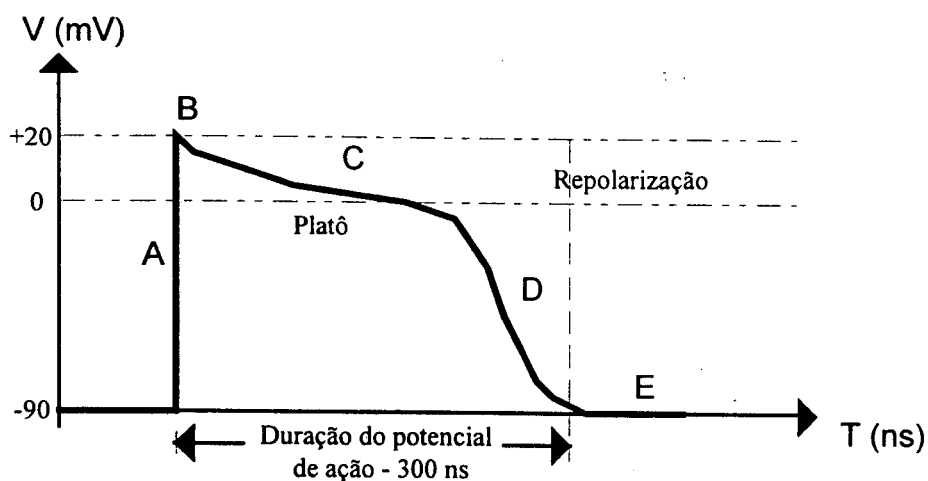


Figura 5 - Potencial de ação de uma célula muscular [3].

Em relação as células cardíacas existem dois tipos fundamentais: as automáticas também chamadas de marca-passo e as não automáticas. A diferença básica é que as do tipo marca-passo são capazes de iniciar espontaneamente a atividade elétrica, enquanto as outras necessitam de uma excitação externa. É importante salientar que nas células marca-passo não existe um potencial de repouso, sendo observado uma sequência de despolarizações e repolarizações. A fase E dessas células não permanece na linha base como visto nas células não-automáticas. A figura 6 ilustra o potencial de ação das células marca-passo [3].

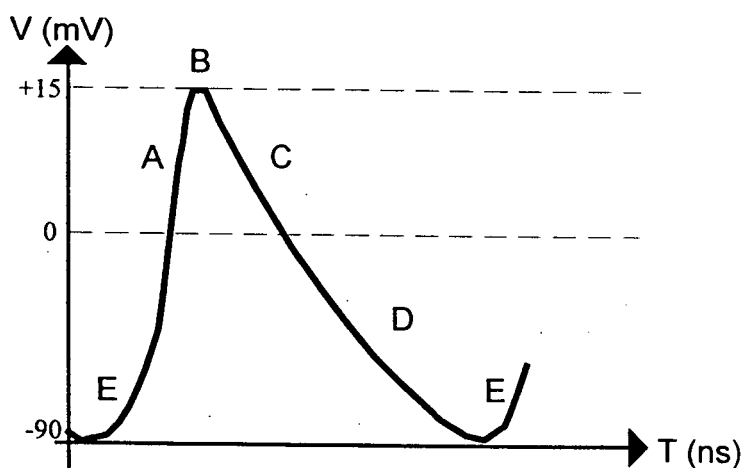


Figura 6 - Potencial de ação das células marca-passo.

2.2.3. O ESTÍMULO E A CONTRAÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES

No músculo esquelético toda contração é precedida de um estímulo. O estímulo é provocado nas fibras musculares estriadas através de um mediador secretado na junção mioneural - a acetilcolina. A junção neural é uma sinapse e representa a comunicação funcional entre o neurônio e a fibra muscular esquelética estriada. O mediador acetilcolina acentua a permeabilidade para o Na^+ na célula muscular. A própria célula contém uma enzima - a colinesterase - que imediatamente desdobra a molécula de acetilcolina em dois produtos biologicamente neutros: a colina e o ácido acético[7]. A despolarização da membrana, é tanto maior quanto maior for a concentração de acetilcolina liberada[7].

Durante a contração mecânica dos músculos esqueléticos as proteínas musculares, actina e miosina, formam o complexo de “actino-miosina”, quando o trifosfato de adenosina (ATP), rico em energia, decompõe-se em difosfato de adenosina (ADP) e fosfato inorgânico (PI). No entanto, este fato só ocorre quando simultaneamente existem uma determinada concentração de íons de Cálcio liberados no sarcoplasma. No músculo em repouso, os íons de Cálcio encontram-se nos sacos intra-sarcoplasmáticos limitados por membranas que envolvem as miofibrilas. Uma onda de excitação promove a liberação dos íons de Cálcio para a penetração no sarcoplasma. Após uma determinada concentração crítica, acontece a interação da miosina e da actina, em presença do ATP e a formação de pequena quantidade do complexo “actino-miosina”. Esta última tem por sua vez, o poder de desdobrar o ATP.

Este fenômeno gera uma reação em cadeia: quanto mais actomiosina presente, maior a quantidade de ATP decomposta e maior a energia de contração muscular. A regulação deste processo é feita pelos íons livres de Cálcio no sarcoplasma. Com a eliminação do Ca^{++} livre no sarcoplasma, a decomposição de ATP paraliza-se. Através das oxidações metabólicas, o $\text{ADP} + \text{Pi}$ voltam a

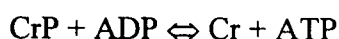
constituir o ATP e em consequência, a actomiosina decompõe-se em miosina e actina, promovendo o relaxamento muscular[7].

2.2.4. MECANISMOS ENERGÉTICOS PARA A ATIVIDADE MUSCULAR

O ATP (trifosfato de adenosina) é o fornecedor de energia necessário à atuação das proteínas contráteis já que a contração do músculo depende do seu desdobramento. O ATP é um mononucleotídeo composto de uma base purínica (adenina), ribose e três fosfatos ligados em série com a combinação de dois ácidos anídricos. O ADP (difosfato de adenosina) possui o mesmo tipo de ligação apenas que com dois fosfatos.

A importância biológica do ATP está nas suas duas ligações ácido-anídrico, que se hidrolisam facilmente, liberando grande quantidade de energia.

A fosfocreatina é o outro fosfato contido no músculo e rico em energia. Encontra-se numa concentração três vezes maior que a do ATP no músculo em repouso, mas não pode ser aproveitado diretamente pelo mesmo. O seu aproveitamento é feito de maneira indireta, com o auxílio da "Reação-Lohmann":



A reação é catalisada pela enzima de creatina-fosfoquinase. Tão ativa quanto o ADP formado durante a contração muscular, é transformada em ATP ainda na fase da contração. Em consequência, a concentração de ATP permanece quase constante até o esgotamento total do nível de fosfocreatina. A atividade enzimática fica ajustada devido à velocidade máxima do consumo de ATP pelas proteínas contráteis. Sua atividade é dez vezes maior no músculo esquelético do que no miocárdio. Sem o abastecimento dos depósitos de fosfocreatina, a energia que as reservas de ATP podem fornecer seria suficiente para desencadear apenas 2 ou 3 contrações[7].

Após a liberação de energia para o exterior, anteriormente armazenada em forma de ATP ou de fosfocreatina, o músculo possui duas possibilidades de

restauração destes fosfatos ricos em energia: aeróbica, pela oxidação biológica de substâncias nutritivas ou pela glicólise, ou seja, pelo desdobramento anaeróbico de glicogênio em ácido láctico.

Parte dos hidratos de carbono é armazenado como glicogênio (substância energética animal) no sarcoplasma e nas células hepáticas. O restante é dissolvido no sangue em forma de glicose (açúcar). Sua concentração no sangue venoso está entre 60 e 80 mg%, enquanto que no sangue arterial situa-se cerca de 20 % mais alta[6].

A obtenção de energia no organismo baseia-se na oxidação das substâncias nutritivas pelo Oxigênio: paralelamente também, a energia pode ser obtida através da transformação química das estruturas moleculares. Segundo Stegemann (1979), *“oxidação é a combinação de uma substância com o Oxigênio, com a participação de Hidrogênio ou elétrons. As oxidações biológicas são catalizadas por enzimas específicas para cada reação”*.

Em resumo, os fosfatos de alto poder energético, em especial o ATP, são imprescindíveis no metabolismo do músculo em repouso ou em atividade. O estímulo e os íons de Cálcio saídos dos retículos citoplasmáticos, provocam a dissociação do ATP que fornece ao músculo a capacidade de reagir em frações de segundo. Portanto, o ATP representa um depósito de energia que simultaneamente resulta no seu próprio reabastecimento através de um processo natural. A provisão de ATP seria suficiente somente para poucas contrações. O depósito complementar é o de fosfato creatina, cuja função é reabastecer rapidamente o depósito de ATP descarregado.

O reabastecimento inicia-se durante a contração. Simultaneamente, a respiração celular, ou seja o metabolismo oxidativo, multiplicar-se-á durante o tempo em que houver ADP e fosfato inorgânico. Quando o metabolismo oxidativo não puder se realizar, em virtude da falta de Oxigênio, ou da sobrecarga da capacidade de cada enzima, recorre-se à glicose para a ressíntese do ATP e da fosfocreatina[7].

2.2.5. CONSUMO DE OXIGÊNIO NO ESFORÇO FÍSICO

O consumo de Oxigênio varia com a intensidade de trabalho a ser executado. Stegemann (1979), “*em exercícios aeróbicos demorados a absorção de Oxigênio cresce subitamente no início, para posteriormente aumentar lentamente até atingir um nível que se mantém constante durante o tempo restante de trabalho*”. Após o exercício observa-se um quadro semelhante ao do início, ou melhor, a absorção do Oxigênio não regride subitamente, mas sim de forma exponencial. A eliminação de gás carbônico apresenta um comportamento análogo à absorção de Oxigênio[7].

A figura 7 apresenta a contração e compensação do débito de Oxigênio em esforços leves.

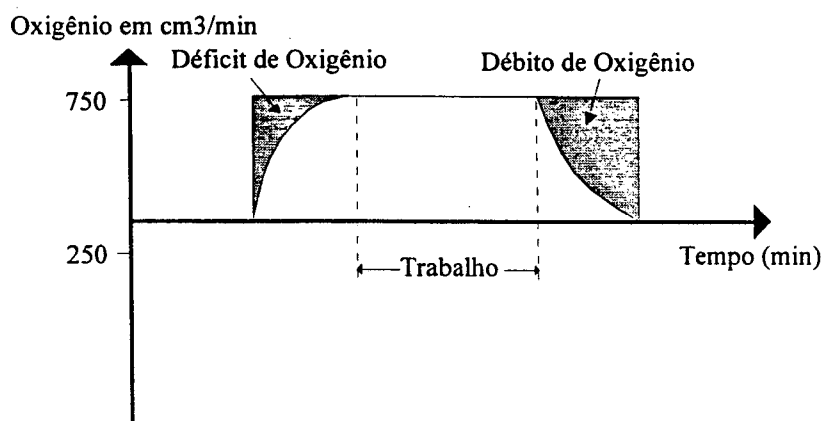


Figura 7 - Débito de Oxigênio em esforços leves[7].

Em esforços físicos muito intensos, ou em exercícios cuja intensidade não seja constante, a absorção de Oxigênio sobe continuamente. Próximo à exaustão, a linha de ascensão decresce, antes do exercício ser interrompido, não se alcançando um equilíbrio estável, conforme representado na figura 8. A demanda de Oxigênio neste caso é superior à absorção máxima possível[7].

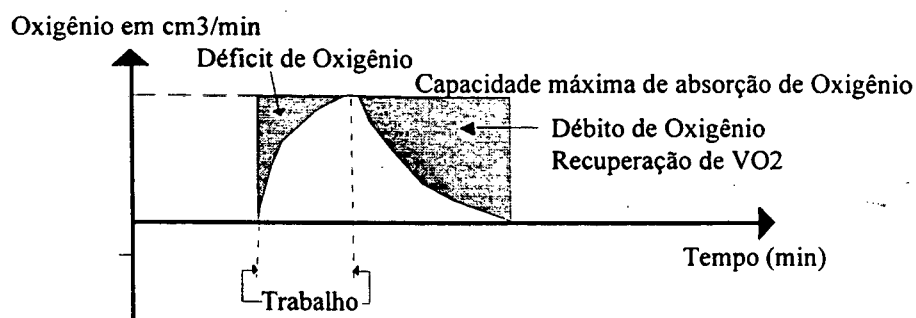


Figura 8 - Débito de Oxi geno durante exercício de grande intensidade[7].

O comportamento do consumo de Oxi geno   diferente nestes dois casos. No primeiro, ao fim de um determinado tempo,   estabelecido um equilíbrio chamado "steady state", entre a absorção de Oxi geno e a eliminação de gás carbônico [7]. Nestas condições o metabolismo   aeróbico, isto  , o transporte de Oxi geno nos músculos   suficiente. No caso de exercícios físicos intensos, as necessidades de Oxi geno nos músculos não são supridas. Os músculos possuem um débito de Oxi geno que coincide com a dissociação de fosfocreatina e com a formação de ácido l tico. Este  cido l tico ainda pode ressintetizar-se em glicose. Tanto no trabalho leve como no mais pesado há um débito de Oxi geno, enquanto no leve o débito mant m-se constante durante todo tempo, no mais intenso ele aumenta continuamente até a exaustão.

2.2.5.1. CONSUMO MÁXIMO DE OXIGÊNIO ($VO_{2\max}$)

A figura 9 ilustra a resposta do consumo de Oxi geno durante uma série de corridas para subir 6 aclives, cada um mais íngreme que o precedente, mantendo a velocidade constante [6]. Cada elevação sucessiva requer uma produção maior de energia e impõe desta maneira, uma carga adicional sobre a capacidade dos corredores em termos de metabolismo aeróbico. Para as primeiras elevações, os aumentos no consumo de Oxi geno são lineares e em proporção direta com a intensidade do exercício. Embora o corredor possa manter a velocidade até

alcançar as 2 últimas elevações, o consumo de Oxigênio não aumenta no mesmo grau observado para as elevações anteriores.

O ponto onde o consumo de Oxigênio alcança um “platô” e não demonstra qualquer aumento adicional com um aumento da carga de trabalho é denominado consumo máximo de Oxigênio. Captação máxima de Oxigênio, potência aeróbica máxima, ou ainda, VO_{2max} são também designações para este “platô”.

Geralmente, admite-se que esta grandeza represente a capacidade individual de ressíntese aeróbica de ATP. Um trabalho adicional somente será realizado através de transferência de energia da glicose, portanto, com formação de ácido láctico, o que acarreta cansaço e exaustão do corredor.

O VO_{2max} permite enunciar quantitativamente a capacidade individual da transferência de energia aeróbica. Portanto, trata-se de um importante fator para determinação da capacidade individual de sustentar um esforço de alta intensidade por um determinado tempo (cerca de 4 ou 5 minutos) [7].

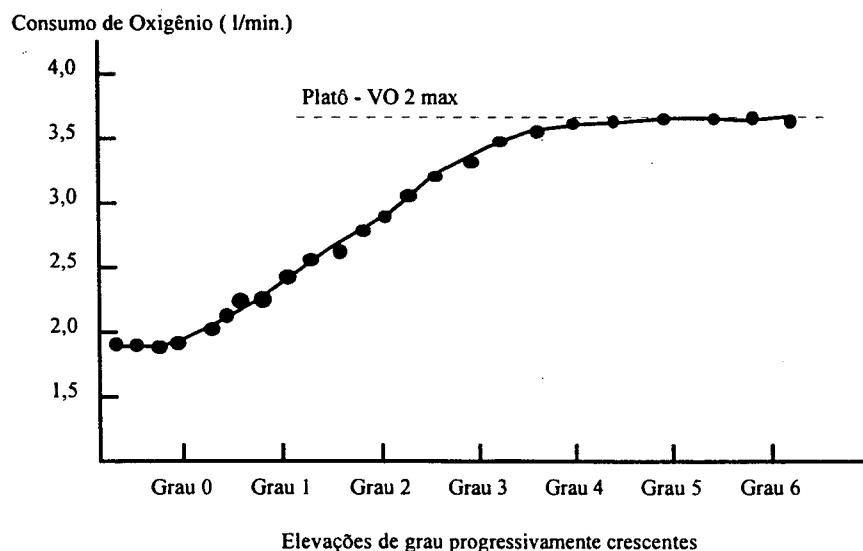


Figura 9 - Consumo de Oxigênio durante um exercício de intensidade progressiva [6].

2.2.6. CIRCULAÇÃO E ESFORÇO

O transporte de Oxigênio e dos nutrientes até os locais de processamento metabólico, a mobilização dos metabólicos e do calor gerado, e a transmissão de informações por meio de regulação endócrina são feitos pelo sangue.

A hemoglobina (Hb), substância vermelha do sangue, é responsável pelo transporte de uma grande quantidade de Oxigênio num volume reduzido de sangue. Através da respiração pulmonar o sangue é mantido com uma mistura de gases que contêm Oxigênio. Através da circulação, o sangue é transportado até os tecidos, onde o Oxigênio é liberado[7].

2.2.6.1 REGULAÇÃO DO FLUXO SANGÜÍNEO MUSCULAR LOCAL

Segundo Stegemann (1979), *“o volume que percorre a musculatura por unidade de tempo (perusão sangüínea) pode variar durante o esforço físico em torno de 1200 %, enquanto a pressão sangüínea média varia cerca de 20 a 50%”*. O músculo dispõe de um sistema regulador em condições de dosar a perfusão sangüínea, de tal modo que o mesmo possa ser tão reduzido quanto possível mas por outro lado preencha as suas necessidades energéticas.

As artérias ramificam-se em “artérias menores” e depois em “arteríolas”. As artérias menores possuem uma camada vascular lisa, ao passo que as arteríolas representam a transição para os capilares e não possuem esta musculatura. Os capilares são formados por simples vasos endoteliais[7].

A musculatura lisa que acompanha as artérias menores é innervada por fibras simpáticas, os vasomotores. Pelo estímulo dos nervos vasoconstritores as fibras lisas contraem-se diminuindo conseqüentemente, o diâmetro do vaso. Os músculos dos vasos são dilatados de um modo absolutamente passivo pela pressão. A “Lei de Hagen-Poiseuille” relaciona a intensidade de fluxo (dV/dt) com parâmetros morfológicos:

$$dV/dt = (\pi r^4 \Delta p) / (k \eta l)$$

onde:

r: raio;

l: comprimento;

η : viscosidade.

A perfusão sanguínea é proporcional à quarta potência do raio e a diferença de pressão do início e fim do tubo e inversamente proporcional ao comprimento e à viscosidade. Esta lei esclarece a influência dos diâmetros dos vasos no fluxo sanguíneo. Uma duplicação do raio dos vasos proporciona um fluxo 16 vezes maior. Além disso uma diferença de pressão só acontece em sentido linear, participando, portanto, muito pouco nas variações do fluxo sanguíneo. Porém, a artéria não é um tubo rígido, mas sim elástico, sofrendo com isto influência da pressão absoluta do sangue. A musculatura lisa dos vasos contrai-se sem a participação do sistema simpático, ou seja, age a auto-regulação dos músculos dos vasos. Como consequência, o fluxo cardíaco regula-se automaticamente. A figura 10 é uma representação esquemática da relação entre pressão e fluxo sanguíneo. O comportamento do fluxo é representado pela linha reta, segundo a lei de Hagen-Poiseuille. A curva em parábola demonstra que em vasos elásticos, essa relação deixa de ser linear, já que o diâmetro do vaso varia com a pressão interna. A porção tracejada representa a auto-regulação muscular.

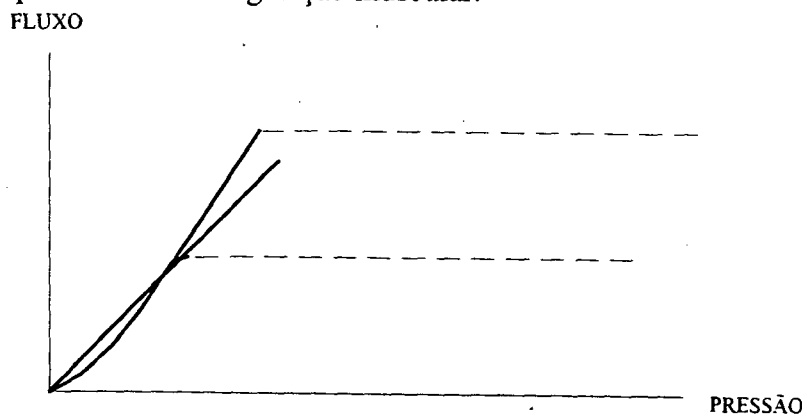


Figura 10 - Representação esquemática da relação entre pressão e fluxo sanguíneo[7].

2.2.7. SISTEMA CÁRDIO-CIRCULATÓRIO

Considerando-se o esforço físico, o sistema cárdio-circulatório desempenha um importante papel.

Por analogia, pode-se considerar o coração como sendo uma bomba dupla: o “coração esquerdo” e o “coração direito”. O primeiro supre a circulação do corpo e o segundo a circulação pulmonar.

Cada bomba cardíaca compõe-se de um átrio e um ventrículo. Os átrios recebem o sangue das veias. O ventrículo esquerdo liga-se à aorta e o direito à artéria pulmonar. A contração músculo cardíaco combinada com a ação das válvulas internas é que proporciona a propulsão sangüínea. A figura 11 apresenta um resumo esquemático deste sistema com o valor relativo ao débito cardíaco correspondente ao fluxo sangüíneo nos diversos órgãos de uma pessoa em repouso [7].

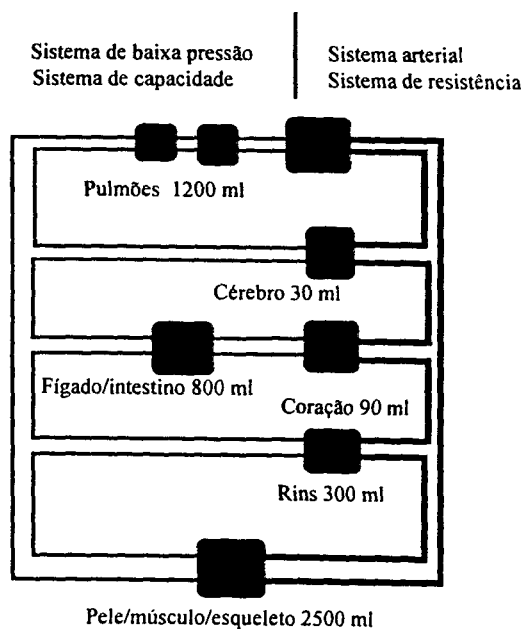


Figura 11 - Esquema do aparelho circulatório [7].

O sistema arterial possui paredes relativamente fortes e rígidas, apresenta uma resistência elevada e estende-se do “coração esquerdo” até os capilares de

$$dV/dt = (\pi r^4 \Delta p) / (k \eta l)$$

onde:

r: raio;

l: comprimento;

η : viscosidade.

A perfusão sangüínea é proporcional à quarta potência do raio e a diferença de pressão do início e fim do tubo e inversamente proporcional ao comprimento e à viscosidade. Esta lei esclarece a influência dos diâmetros dos vasos no fluxo sangüíneo. Uma duplicação do raio dos vasos proporciona um fluxo 16 vezes maior. Além disso uma diferença de pressão só acontece em sentido linear, participando, portanto, muito pouco nas variações do fluxo sangüíneo. Porém, a artéria não é um tubo rígido, mas sim elástico, sofrendo com isto influência da pressão absoluta do sangue. A musculatura lisa dos vasos contrai-se sem a participação do sistema simpático, ou seja, age a auto-regulação dos músculos dos vasos. Como consequência, o fluxo cardíaco regula-se automaticamente. A figura 10 é uma representação esquemática da relação entre pressão e fluxo sangüíneo. O comportamento do fluxo é representado pela linha reta, segundo a lei de Hagen-Poiseuille. A curva em parábola demonstra que em vasos elásticos, essa relação deixa de ser linear, já que o diâmetro do vaso varia com a pressão interna. A porção tracejada representa a auto-regulação muscular.

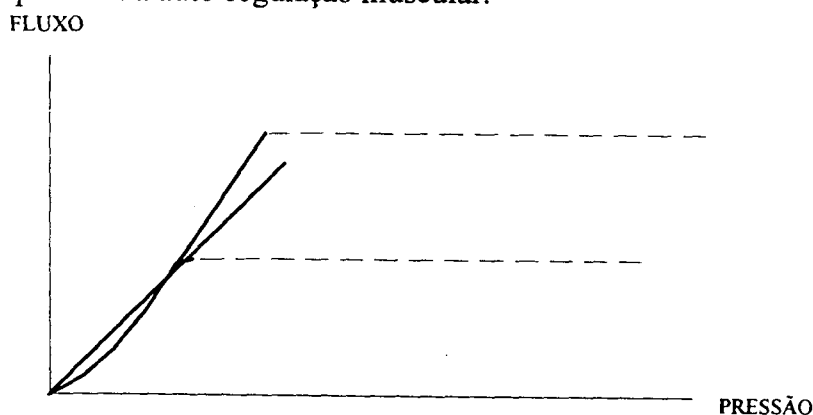


Figura 10 - Representação esquemática da relação entre pressão e fluxo sangüíneo[7].

2.2.7. SISTEMA CÁRDIO-CIRCULATORIO

Considerando-se o esforço físico, o sistema cárdio-circulatório desempenha um importante papel.

Por analogia, pode-se considerar o coração como sendo uma bomba dupla: o “coração esquerdo” e o “coração direito”. O primeiro supre a circulação do corpo e o segundo a circulação pulmonar.

Cada bomba cardíaca compõe-se de um átrio e um ventrículo. Os átrios recebem o sangue das veias. O ventrículo esquerdo liga-se à aorta e o direito à artéria pulmonar. A contração músculo cardíaco combinada com a ação das válvulas internas é que proporciona a propulsão sangüínea. A figura 11 apresenta um resumo esquemático deste sistema com o valor relativo ao débito cardíaco correspondente ao fluxo sangüíneo nos diversos órgãos de uma pessoa em repouso [7].

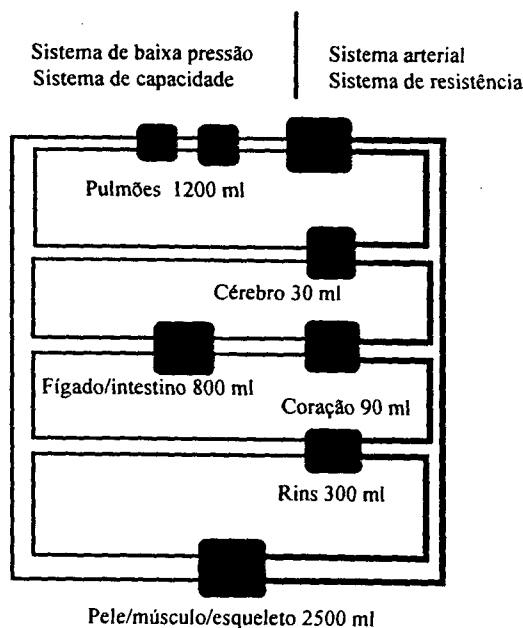


Figura 11 - Esquema do aparelho circulatório [7].

O sistema arterial possui paredes relativamente fortes e rígidas, apresenta uma resistência elevada e estende-se do “coração esquerdo” até os capilares de

cada órgão. O sistema de baixa pressão ou sistema de capacidade possui volumes relativamente grandes e paredes elásticas [7].

2.2.7.1. PROPRIEDADES DO MIOCÁRDIO

Análogo ao músculo esquelético, o potencial de repouso da fibra muscular cardíaca está em torno de -80 mV. Todavia, os potenciais de ação possuem uma ascensão muito rápida em contraste com a lenta fase de repolarização. Ao contrário do que acontece com os músculos esqueléticos, no músculo cardíaco os íons de Cálcio penetram dentro da célula. Em consequência desta fase de repolarização lenta, o coração não é “tetanizável”.

No miocárdio, algumas células chamadas de “marca-passo”, têm um potencial de membrana especialmente instável. Elas despolarizam-se em ritmo e possuem uma fase de repolarização mais rápida do que as demais células do miocárdio. A frequência cardíaca é determinada pelo estímulo por elas propagado. O nódulo sinoatrial é que apresenta a maior frequência espontânea e também é o mais importante. O estímulo parte do nódulo sino-atrial e propaga-se através da musculatura do átrio para o nódulo átrio-ventricular. Neste último, encontram-se células marca-passo com frequência espontânea mais lenta e somente torna-se ativo quando o nódulo sino-atrial faltar. Finalmente, ao partir do nódulo átrio-ventricular, o estímulo propaga-se através do feixe de Hiss e das fibras de Purkinje para todas as partes do ventrículo[7].

Os nervos cardíacos influenciam diretamente na frequência cardíaca e na força de contração do miocárdio. O sistema simpático é responsável pela inervação do músculo cardíaco, tendo a noradrenalina como elemento transmissor. A noradrenalina aumenta a frequência de descarga espontânea causando com isso, uma frequência marca-passo mais elevada. O potencial de ação também é prolongado causando um afluxo maior de Cálcio, elevando com isso, a força de contração. Além disso, ela causa também um encurtamento na transmissão do

estímulo e uma diminuição no limiar do estímulo. A soma destes efeitos, aumentam o desempenho cardíaco.

Antagonicamente ao sistema simpático, o sistema parassimpático (nervo vago) atua preponderantemente no átrio, diminuindo a frequência cardíaca em consequência do mediador acetilcolina.

2.2.7.2 SINAL ELÉTRICO CARDÍACO

O sinal elétrico cardíaco pode ser captado na superfície do corpo. O eletrocardiograma (ECG) representa uma soma algébrica de potenciais de ação do músculo cardíaco. Ele é a amplificação destes potenciais. Um ECG típico é mostrado na figura 12. A onda “P” representa a contração dos átrios; as letras “Q, R e S” a dos ventrículos” e a onda “T” representa a repolarização dos ventrículos.

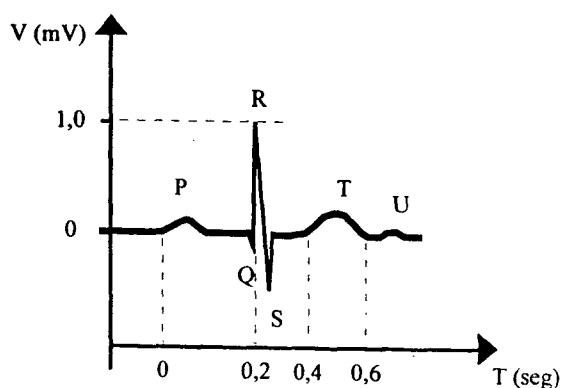


Figura 12 - Registro eletrocardiográfico típico [14].

Não cabe à fisiologia do esforço apresentar diagnósticos clínicos com os sintomas patológicos do ECG. A fisiologia de esforço utiliza o ECG para registrar ou contar a frequência cardíaca e determinar a regularidade da sequência das batidas cardíacas, muito importante na avaliação da aptidão física e de capacidade de trabalho[7]. Em indivíduos saudáveis os intervalos entre cada onda “R”, tornam-se cada vez mais regulares quanto maiores forem as exigências de esforço. Intervalos irregulares das ondas (arritmias) durante o esforço, indicam estados patológicos.

Neste caso, o teste de esforço deve ser interrompido e o praticante encaminhado a um médico especialista.

A tensão relativa da onda T em relação às outras ondas, indica um bom estado de treinamento do músculo cardíaco. Quando a onda T diminui durante o esforço, pode existir uma carência relativa de Oxigênio[7].

Frequentemente, encontra-se em atletas de alto nível, uma dissociação do ritmo cardíaco conhecida como “bloqueio cardíaco” quando em repouso. A influência do nervo vago é tão grande nestes esportistas que a frequência marca-passo do nódulo sino-atrial torna-se reduzida, fazendo com que o nódulo átrio-ventricular assuma a sua função-V. Porém com o esforço, a função cardíaca é imediatamente normalizada. Este tipo de bloqueio funcional é inócuo[7].

Uma observação importante é a obrigatoriedade (por lei) da presença de um médico durante testes de esforço físico.

2.2.7.3 ADAPTAÇÃO CIRCULATÓRIA AO ESFORÇO

Uma elevação dosada do tônus muscular causada pelo esforço, força uma adaptação circulatória. O nível do tônus simpático está ajustado às necessidades metabólicas e portanto, ao suprimento da musculatura. No esforço, o tônus simpático aumenta no corpo todo, logo, a resistência periférica eleva-se em todos os pontos onde não é bloqueada em consequência da própria musculatura. No músculo em atividade, o limiar do simpático encontra-se aumentado. O músculo ao executar um esforço rítmico terá sua irrigação ampliada pela bomba muscular. O tônus simpático do coração e o volume/minuto cardíaco aumentam, este último devido ao maior retorno de sangue ao coração. Segundo Stegemann (1979), “*em condições fisiológicas o volume cardíaco é limitado sobretudo pelo volume de retorno venoso*” [7].

Sabe-se que a adrenalina e a noradrenalina só podem ser determinadas com muito esforço. Por ser fácil de ser medida e, principalmente, porque a

retroatividade é mínima, a avaliação contínua da frequência cardíaca (ou frequência de pulso) é uma medida relativa válida vinculada à capacidade de desempenho. A alteração isolada da frequência cardíaca praticamente não altera o volume/minuto cardíaco. O coração só pode impulsionar o sangue que recebe da periferia. Se a frequência cardíaca aumentar durante uma resistência periférica constante, então o débito cardíaco sistólico diminuirá. Em pessoas que vivem com marca-passo artificial onde a frequência cardíaca pode ser regulada externamente, foram feitas experiências que comprovaram o volume/cardíaco constante durante esforços, mesmo com a alteração da frequência cardíaca.

Novamente citando Stegemann (1979): *“a frequência cardíaca é uma medida ideal da atividade do simpático provocada pelos receptores musculares durante o esforço”* [7].

2.2.7.4. COMPORTAMENTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE E APÓS O ESFORÇO

A frequência cardíaca é o resultado de várias influências físicas e emocionais (excitação, medo, expectativa, alterações na temperatura, manobras respiratórias e trabalho físico) que são medidas através do sistema nervoso autônomo [23].

Os nervos simpático e vago estão constantemente estimulando o nódulo sinoatrial. Qualquer alteração em um deles irá refletir na frequência cardíaca. Durante o exercício físico, o reflexo estimulante no sistema vascular mais importante é dado pelo simpático, ocorre gradualmente o desaparecimento do tônus vagal à medida que a carga de trabalho aumenta. A frequência cardíaca é acelerada pelo estímulo do nódulo sinoatrial e portanto, o volume ejetado diminui. Como resultado tem-se um débito cardíaco estável em vez de aumentado[23].

O músculo cardíaco possui um aparente limite de frequência relacionado com a idade (figura 13). O débito cardíaco respeita um certo limite mesmo com

uma maior exigência do organismo, ultrapassado, ele permanecerá constante. Ao ultrapassar esta capacidade máxima de bombeamento, os tecidos periféricos tornam-se anóxicos devido ao inadequado fornecimento de Oxigênio, formando-se ácido láctico e outros metabólicos, o que limita a sua capacidade funcional a poucos minutos. O ácido láctico por sua vez, produz vasodilatação periférica, o que reduz a pressão cardíaca.

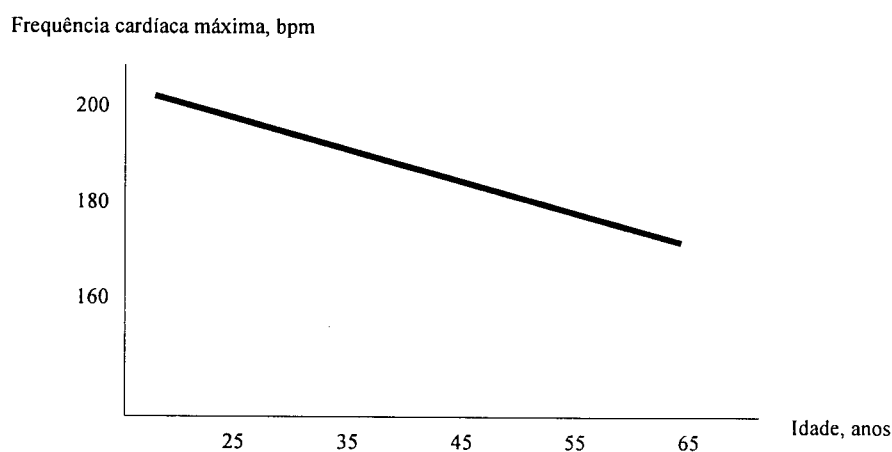


Figura 13 - Frequência cardíaca em função da Idade [28].

Bates em 1967, estudou a relação entre o débito cardíaco e o seu efeito limitante sobre a prática de exercícios e demonstrou que até o consumo de Oxigênio de 1500 ml por minuto, o débito cardíaco, a frequência cardíaca e o consumo de Oxigênio aumentaram numa relação linear, conforme ilustrado na figura 14 [23].

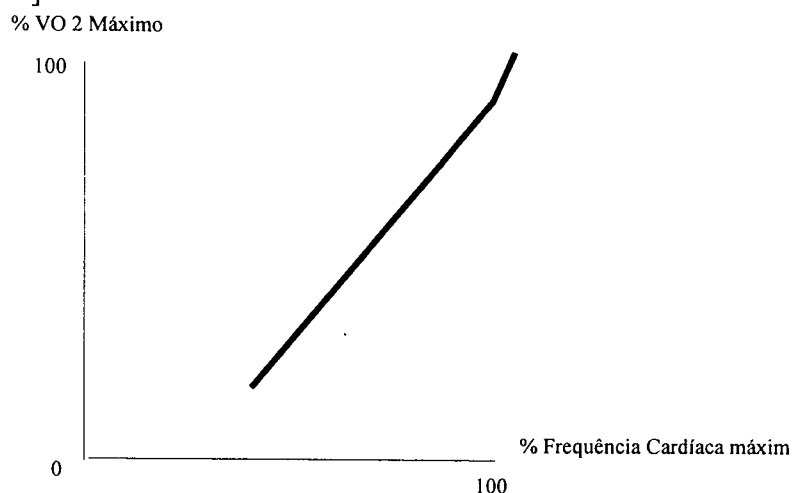


Figura 14 - Vo 2máx. em função da Frequência cardíaca [23].

Na prática, distingue-se o comportamento do mecanismo de regulação da frequência cardíaca durante a atividade aeróbica e o trabalho. Em trabalhos leves, a frequência cardíaca eleva-se até atingir uma estabilidade. A frequência cardíaca é proporcional ao Oxigênio absorvido. Com o aumento gradativo do esforço, alcança-se um nível de trabalho onde não mais ocorre o “steady state” da frequência cardíaca. Segundo Stegemenn (1979): *“mesmo que o débito de Oxigênio do início do exercício mantenha-se constante durante o esforço, o desempenho é de duração limitada. Designa-se “steady state” aparente o estado em que a frequência cardíaca pode manter-se constante durante 3 a 4 horas de exercício físico, depois do qual um aumento brusco prenuncia o esgotamento iminente”* [7].

Depois de um esforço submáximo, a frequência cardíaca retorna ao seu valor inicial em pouco tempo, mesmo quando o trabalho realizado tenha sido de longa duração. A queda da frequência segue uma curva exponencial negativa.

Na recuperação, após um esforço que se situa no “steady state” aparente ou além dele, a frequência cardíaca mantém-se ainda alta por uma hora ou mais de acordo com a duração e a intensidade do trabalho realizado anteriormente.

2.2.7.5. VISÃO GLOBAL SOBRE OS MECANISMOS REGULADORES DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE O ESFORÇO

Considerando-se um modelo funcional simplificado e ilustrado na figura 15. Na musculatura encontra-se a concentração de uma substância “X”, que diminui com o gasto energético “U”. Supondo condições fisiológicas normais, quando há um aumento para um valor maior e constante do consumo energético de um grupo muscular, a concentração da substância “X” diminuirá e como consequência, o suprimento suplementar “Z” aumentará. Após um determinado tempo, no momento em que o afluxo e o efluxo tiverem atingido um novo equilíbrio circulatório, alcança-se um “steady state”. No entanto, este novo equilíbrio depende da queda da concentração da substância “X”, já que esta

estimula a regulação. Nota-se que se trata de um circuito auto-regulador proporcional, com o objetivo de manter a concentração da substância “X” num nível constante.

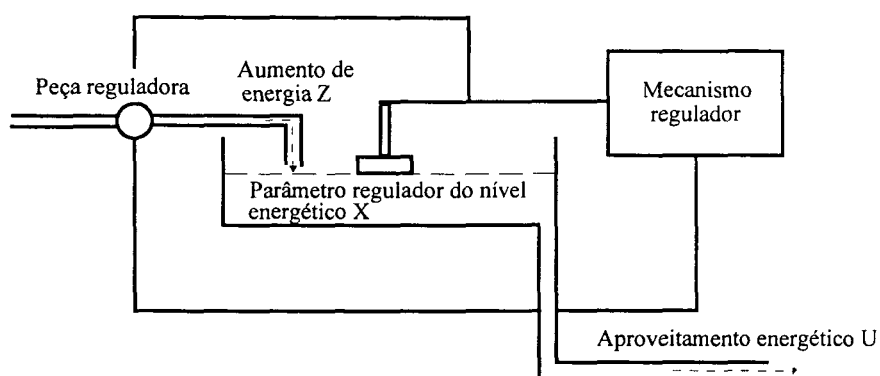


Figura 15 - Esquema funcional para esclarecimento do ajuste da frequência cardíaca [7].

2.2.7.6. VOLUME/MINUTO CARDÍACO E ESFORÇO

A elevação da frequência cardíaca é uma nítida expressão de um aumento geral do tônus simpático.

A figura 16 mostra os valores médios de adaptação da frequência cardíaca, rendimento sistólico, resistência periférica em função do consumo de Oxigênio de 8 pessoas submetidas a testes [7]. Os valores foram medidos após 8 minutos do início do esforço executado em posição deitada. A frequência cardíaca e o volume/minuto cardíaco mantêm relações lineares com o consumo de Oxigênio, resultando daí que o volume de batimentos mantém-se constante. Durante a absorção de 1,5 l/min. de O₂, o débito sistólico elevou-se de 90 para 107 ml, portanto, de maneira bastante insignificante. A pressão arterial média eleva-se moderadamente, ao contrário da pressão sistólica que aumenta para 180 mmHg para a absorção de 2 l/min. de O₂. A pressão diastólica mantém-se praticamente constante. Em relação à resistência periférica total estimada através dos valores

anteriores, nota-se que ela diminui mais acentuadamente durante esforços leves, já em esforços mais intensos sua queda é muito reduzida [7].

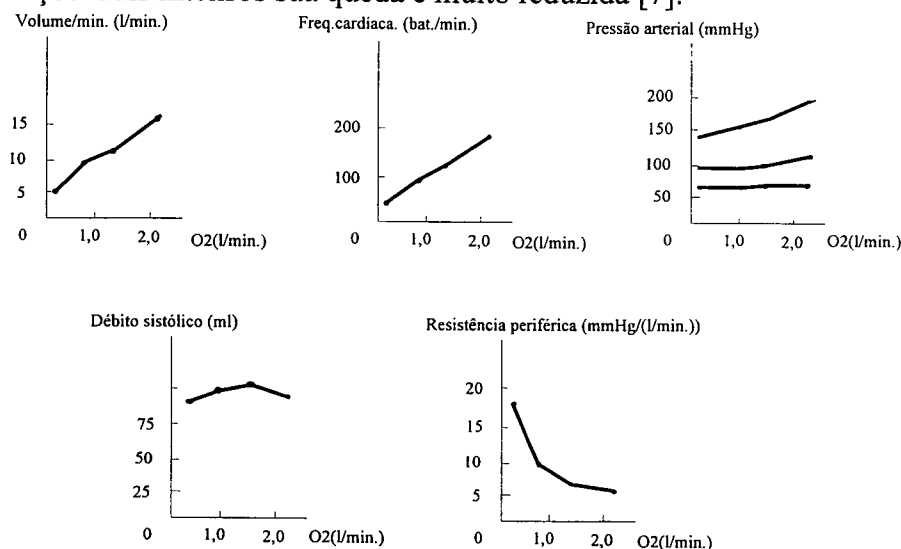


Figura 16 - Comportamento volume/minuto, frequência cardíaca, pressão arterial, débito sistólico e resistência periférica em função da absorção de Oxigênio durante exercício físico[7].

2.2.7.7. VOLUME SISTÓLICO E TREINAMENTO

Após programas prolongados de treinamento, várias pesquisas demonstraram aumentos progressivos no volume sistólico. Em atletas de resistência, o volume sistólico é frequentemente 50 a 75 % mais elevado do que o de homens sedentários. Isto possibilita uma operação em menor frequência cardíaca aos bem condicionados fisicamente. A sobrecarga de volume é o método mais eficiente de aumentar o débito cardíaco em termos de consumo miocárdio de Oxigênio. O volume cardíaco pode ser correlacionado com o volume sistólico[23].

2.2.7.8. FREQUÊNCIA CARDÍACA E TREINAMENTO

Na fisiologia do condicionamento físico a variação mais visível é a resposta da frequência cardíaca a uma carga de trabalho padrão. Respostas típicas estão representadas na figura 17.

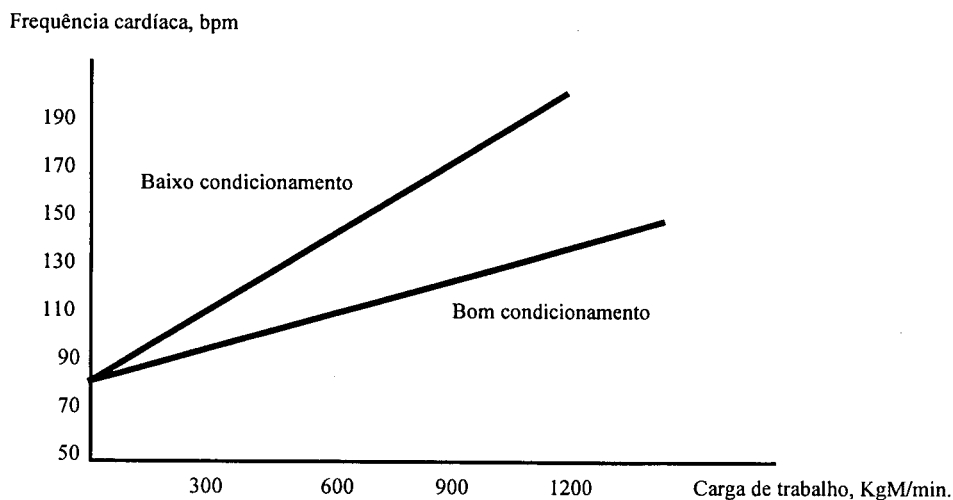


Figura 17 - Resposta da frequência cardíaca a medida que a carga de trabalho aumenta em duas pessoas de diferentes condicionamento físico[23].

Nas pessoas não condicionadas fisicamente, observa-se que com cargas elevadas de trabalho a frequência cardíaca pode estar a 40 batimentos por minuto maior do que em pessoas bem condicionadas. A frequência cardíaca possui boa correlação com o consumo de Oxigênio do coração, de forma que o músculo cardíaco de um indivíduo bem condicionado fisicamente é pelo menos 25 % mais eficiente. Também em repouso, a diminuição da frequência cardíaca é bastante significativa.

O aumento do volume ejetado, a diminuição das catecolaminas circulantes e o aumento do tônus vagal provavelmente estão entre os mais importantes fatores que levam a uma diminuição da frequência cardíaca [23].

2.2.7.9. INFLUÊNCIAS SEXUAIS E INTERINDIVIDUAIS DAS DIMENSÕES DA CIRCULAÇÃO

Os valores demonstrados anteriormente na figura 14 para cada parâmetro da circulação, são valores médios obtidos a partir de pessoas do sexo masculino submetidas a testes. Várias experiências confirmaram que, via de regra, indivíduos do sexo feminino com aproveitamento idêntico de Oxigênio, demonstram uma frequência cardíaca mais elevada. A absorção de Oxigênio é idêntico em ambos os sexos em trabalhos iguais. Na mulher, o coração é, em média, de menor tamanho, de modo que o menor volume de batimento é compensado pela frequência cardíaca maior. Presumindo-se que o esgotamento de Oxigênio periférico do sangue seja igual no mesmo sexo, em estado de treinamento idêntico, sabe-se que o volume médio de batimentos no sexo feminino está em cerca de 55 % do volume de batimentos do sexo masculino[7].

2.3. CONCLUSÃO

Este capítulo apresentou as bases fisiológicas fundamentais a serem observadas durante um teste de esforço físico. Também relaciona o comportamento da frequência cardíaca na adaptação circulatória ao esforço e o efeito do treinamento desportivo sobre a mesma.

CAPÍTULO 3 - TESTES DE ESFORÇO FÍSICO

3.1. INTRODUÇÃO

O terceiro capítulo trata especificamente dos testes de esforços físicos informatizados pelo sistema e dos parâmetros utilizados pelos mesmos na avaliação da aptidão física do praticante.

3.2. TESTE DA CAMINHADA DA MILHA

Com o interesse na “caminhada para aptidão” alcançando o auge a partir dos anos 80, foram elaborados testes com caminhada para predizer o $\dot{V}O_{2\max}$ e outros parâmetros [6].

O teste da caminhada da milha foi desenvolvido pelo Dr. Rippe e colaboradores (1988), com o patrocínio do Instituto de Caminhada Rockport nos Estados Unidos. Este teste é especialmente aplicado em indivíduos sedentários de 20 a 69 anos de idade.[12]

O teste baseia-se na determinação da frequência cardíaca para um determinado nível de esforço que é indicado pelo tempo necessário para a caminhada de uma milha -1609 metros.

A avaliação dos resultados do teste é obtida através de gráficos desenvolvidos pelo Instituto Rockport. Estes gráficos são selecionados por idade e sexo e consideram o praticante de 57 Kg (mulher) e 77 Kg (homem). As variáveis para a avaliação são a frequência cardíaca no final do teste e o tempo gasto pela caminhada. O ponto de união destes dois fatores no gráfico, indica o nível relativo de aptidão cardiorrespiratória do praticante.

Programas de caminhada de acordo com a faixa etária e o nível de aptidão cardiorrespiratória são sugeridos ao praticante.

A figura 18 ilustra um dos gráficos para avaliação individualizada do nível relativo da aptidão cardiorrespiratória de um homem de 20 a 29 anos.

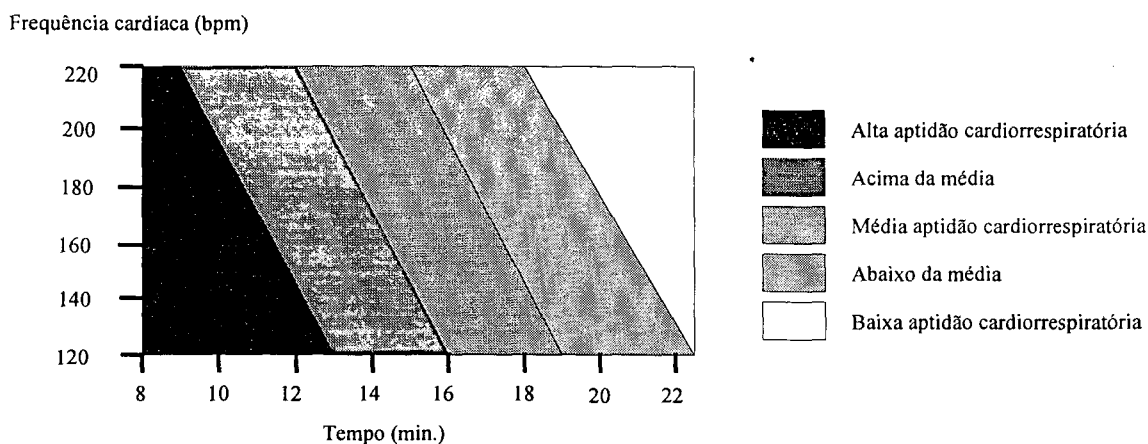


Figura 18 - Gráfico adaptado para avaliação de um indivíduo do sexo masculino de 20 a 29 anos[36].

Os programas de caminhada são elaborados para 20 semanas e determinam a distância a ser percorrida, o tempo da caminhada, a faixa da frequência cardíaca a ser respeitada, a frequência semanal e outros procedimentos característicos deste evento.

Todos os gráficos de avaliação e programas sugeridos foram adaptados ao *software* do sistema visando uma execução rápida e precisa do processo.

Por não levar em consideração medições exatas e diretas, este teste é uma estimativa individualizada da condição atual do praticante, porém, muito prática e útil na prescrição de exercícios.

3.3. TESTE DE COOPER

O teste de Cooper foi um teste desenvolvido em 1968 e talvez seja o mais conhecido nesta área. Segundo Lence: “Teste para avaliar a potência aeróbica máxima, proposto pelo médico da força aérea americana Keneth Cooper, que

consiste em medir a máxima distância percorrida (andando ou correndo) no tempo de 12 minutos” [5].

Este teste é sugerido a quem possui uma prática de exercícios físicos rotineira, o que difere do teste da caminhada da milha, portanto, este teste baseia-se na noção razoável de que a distância que alguém pode percorrer num determinado período de tempo (12 minutos) é determinada pela capacidade de manter um alto nível de captação de oxigênio. Este, por sua vez, baseia-se essencialmente na capacidade máxima individual de gerar energia aerobicamente.

A avaliação do teste da Cooper também está implementada no software.

3.4. DETERMINAÇÃO DO VO 2_{max} POR TESTE DE ESFORÇO

A medição direta do VO 2_{max} necessita de um sofisticado laboratório e de uma considerável motivação por parte do indivíduo testado. Deste modo, estes testes não são apropriados para medir grandes grupos de indivíduos. Devido a este fator, foram elaborados inúmeros testes destinados a predizer indiretamente o VO 2_{max} com base em medidas de desempenho e outros fatores como a frequência cardíaca.

Estes testes são fáceis de administrar, podem ser utilizados em grandes grupos e habitualmente exigem um esforço submáximo.

Kline e col. em 1987 [36], desenvolveu a seguinte equação para predizer o VO2_{max} a partir da seguinte equação:

$$\text{VO 2}_{\text{max}} = 132,853 - (0,01692 \times \text{PC}) - (0,3877 \times \text{IDADE}) + (6,315 \times \text{SEXO}) - (3,2649 \times \text{T1}) - (0,1565 \times \text{FC})$$

onde o VO 2_{max} é fornecido em ml/(Kg.min) ; PC é o peso corporal em Kg; a idade é dada em anos; o sexo corresponde a 0 para mulher e 1 para o homem; T1 é o tempo em minutos levado para percorrer a caminhada (1609 m) e FC é a

freqüência cardíaca média em batimentos por minuto nos 400 metros finais [8]. Os valores constantes presentes na fórmula, servem para o ajuste das unidades.

Como o teste de caminhada , corridas também podem ser utilizadas na avaliação da aptidão aeróbica. Estes testes baseiam-se na noção razoável de que a distância que um indivíduo consegue percorrer num determinado período de tempo é determinada pela sua capacidade de manter um alto nível de ritmo estável de captação de Oxigênio e este por sua vez, baseia-se essencialmente na capacidade máxima individual de gerar energia aerobicamente.

Stegemann (1979), através da tabela 1, exemplifica o consumo máximo de Oxigênio em indivíduos destreinados.

Item	Mulher	Homem
VO 2max, l.min ⁻¹	2,00	3,50
Peso corporal, Kg	50	70
Peso corporal magro, Kg	37,5	59,5
Percentual de gordura	23	15
VO 2max, ml.Kg.min ⁻¹	40,0	50,0

Tabela 1 - Consumo máximo de Oxigênio em indivíduos destreinados

É importante ressaltar que o VO 2max não é a única variável que determina o desempenho num esforço físico. Certos fatores, tais como peso e gordura corporais, eficiência da corrida e outros, contribuem de maneira significativa para o desempenho físico.

3.5. DETERMINAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA NO TESTE DE ESFORÇO

Atualmente, existem inúmeros métodos e instrumentos de relativo baixo custo para registro da frequência cardíaca num determinado período de tempo. Também existem variados processos matemáticos destinados à análise destes registros. Na determinação da frequência cardíaca média, o método que utiliza a soma das frequências é considerado o mais simples. Métodos que levam em consideração a frequência cardíaca de repouso, calculando assim, o esforço médio exigido acima deste valor de referência é de relativa significância. Este método analisa de forma individualizada o resultado.

3.6. CONCLUSÃO

Este capítulo apresentou os testes de esforços físicos informatizados pelo sistema. Tanto o teste da caminhada da milha, como o teste de Cooper, foram desenvolvidos com a finalidade da determinação da condição física do praticante. Esta avaliação da aptidão física pode ser exposta em função de parâmetros como a captação máxima de oxigênio ou do comportamento da frequência cardíaca em relação a um esforço pré-determinado. O teste da caminhada em particular, além de avaliar o praticante, propõe um programa de condicionamento.

CAPÍTULO 4 - ARQUITETURA DO SISTEMA PROPOSTO

4.1. INTRODUÇÃO

O presente capítulo analisa a estrutura do sistema desenvolvido, desde o *software* até os circuitos lógicos que compõem o *hardware*. A exposição das telas do projeto tem por objetivo ilustrá-lo. Estes exemplos foram realizados durante a fase de testes práticos do sistema. Por fim, o quarto capítulo discorre sobre os procedimentos de manuseio do sistema.

4.2. CARACTERÍSTICAS GERAIS

O sistema compõe-se de um *software* e um *hardware*. O *software* de 1,45 Mb foi desenvolvido em ambiente *Windows* através do *software Visual Basic* - versão 3.0 [11]. O *hardware* específico para a aquisição dos sinais exteriores, foi desenvolvido de forma bastante simples e de baixo custo. Os dois sistemas serão comentados nas páginas seguintes.

4.3. ARQUITETURA DO *SOFTWARE* BÁSICO

O *software* básico do projeto implementa as seguintes funções: aquisição de dados pessoais, controle da recepção dos dados pela interface de comunicação, processamento e análise dos sinais adquiridos e avaliação do teste. Os fluxogramas das rotinas são apresentadas e uma explanação de cada rotina descreverá a importância das mesmas.

4.3.1 FLUXOGRAMA PRINCIPAL

A figura 19 representa o fluxograma da rotina principal.

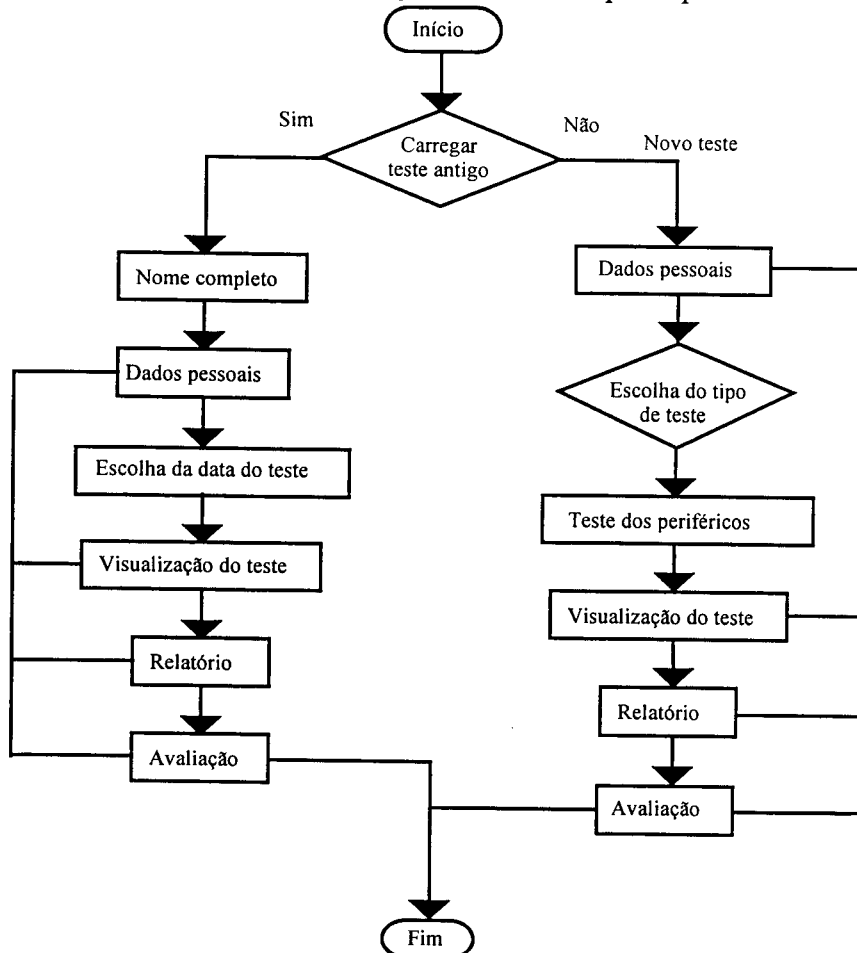


Figura 19 - Fluxograma principal.

4.3.2. DESCRIÇÃO DA ROTINA PRINCIPAL

A rotina principal começa pela inicialização das variáveis do sistema e indaga ao operador o tipo de execução a seguir. As opções são de carregar um teste já realizado ou de iniciar um teste novo. No primeiro caso, o programa exige o nome completo do praticante e através deste, apresenta todos os testes realizados por este indivíduo através das suas datas. Após a escolha do teste específico o operador do sistema terá a disponibilidade de visualizar os dados pessoais do

paciente, o teste completo, o relatório e a avaliação do mesmo. Também, terá a oportunidade de imprimí-lo.

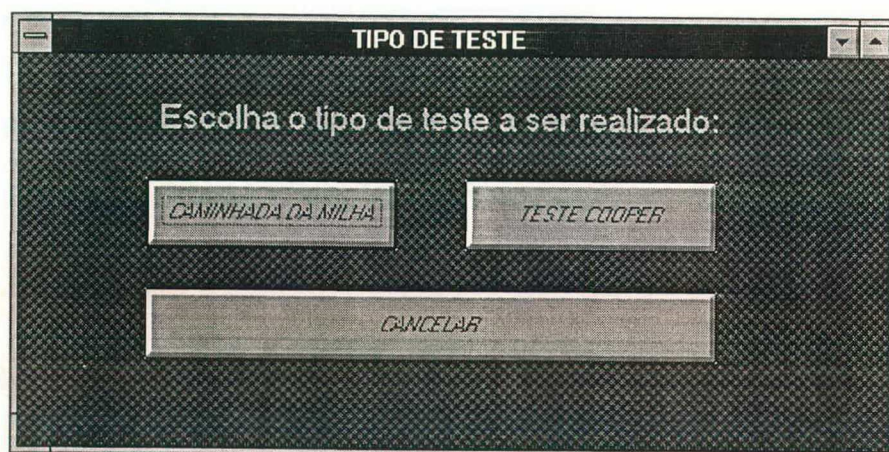
Caso o operador queira começar um teste novo, o sistema exigirá os dados pessoais do praticante e indagará o tipo de teste a ser executado (“caminhada da milha” ou “teste Cooper”), testará os periféricos receptores de sinais pela interface de comunicação e começará o mesmo apresentando ao seu término o seu relatório e avaliação. Também neste caso, o operador terá a oportunidade de imprimí-lo e salvá-lo.

4.3.3. DESCRIÇÃO DA ROTINA CARREGAR TESTE

Sempre que o operador optar por carregar algum teste antigo, o sistema indagará através de uma “janela”, o nome completo do paciente. Este procedimento tem por objetivo a seleção do teste específico no diretório que contém todos os testes gravados. Esta seleção é feita através das 3 primeiras letras do nome e sobrenome do praticante e da data de execução do teste requerido. Desta maneira, o operador possui acesso a todos os testes de cada paciente de acordo com a data de realização do mesmo.

4.3.4. DESCRIÇÃO DA ROTINA TESTE NOVO

Esta rotina tem por finalidade específica a opção pelo tipo de teste a ser executado (caminhada da milha ou teste Cooper) através de um formulário próprio (figura 20), e o teste dos periféricos de recepção dos dados através da interface de comunicação serial. Este teste, ilustrado na figura 21, é executado durante 10 segundos e a partir da perfeita recepção, o sistema permite a execução do teste de esforço físico especificado.



TIPO DE TESTE

Escolha o tipo de teste a ser realizado:

CAMINHADA DA MILHA

TESTE COOPER

CANCELAR

Figura 20 - Formulário destinado à escolha do teste.



Teste de captação dos sinais

Sinal da esteira

Sinal da cinta torácica

PROBLEMAS DO SINAL VINDO DA ESTEIRA:
- Esteira parada;

PROBLEMAS DO SINAL VINDO DA CINTA:
- Mau contato da cinta;

Figura 21 - Formulário destinado aos testes dos periféricos.

4.3.5. DESCRIÇÃO DAS ROTINAS DADOS PESSOAIS E VISUALIZAÇÃO DO TESTE

A rotina de dados pessoais realiza o cadastro atualizado do paciente. São gravados o nome completo, endereço, idade, sexo, peso corporal, tipo de teste e outros dados individuais e do teste conforme a figura 22 demonstra.

Figura 22 - Formulário destinado aos dados pessoais do praticante.

A visualização completa do teste dá-se através da rotina do mesmo nome. Esta possui a responsabilidade de fornecer 3 gráficos contendo todas as variáveis adquiridas da interface de comunicação serial. São 3 gráficos em interação, com o objetivo de auxiliar na visualização pormenorizada do teste. Além deste recurso, esta rotina fornece os cálculos específicos (velocidade média, distância percorrida, frequências cardíacas máxima, média e mínima) dos períodos selecionados graficamente. A figura 23 é um exemplo ilustrado deste formulário.

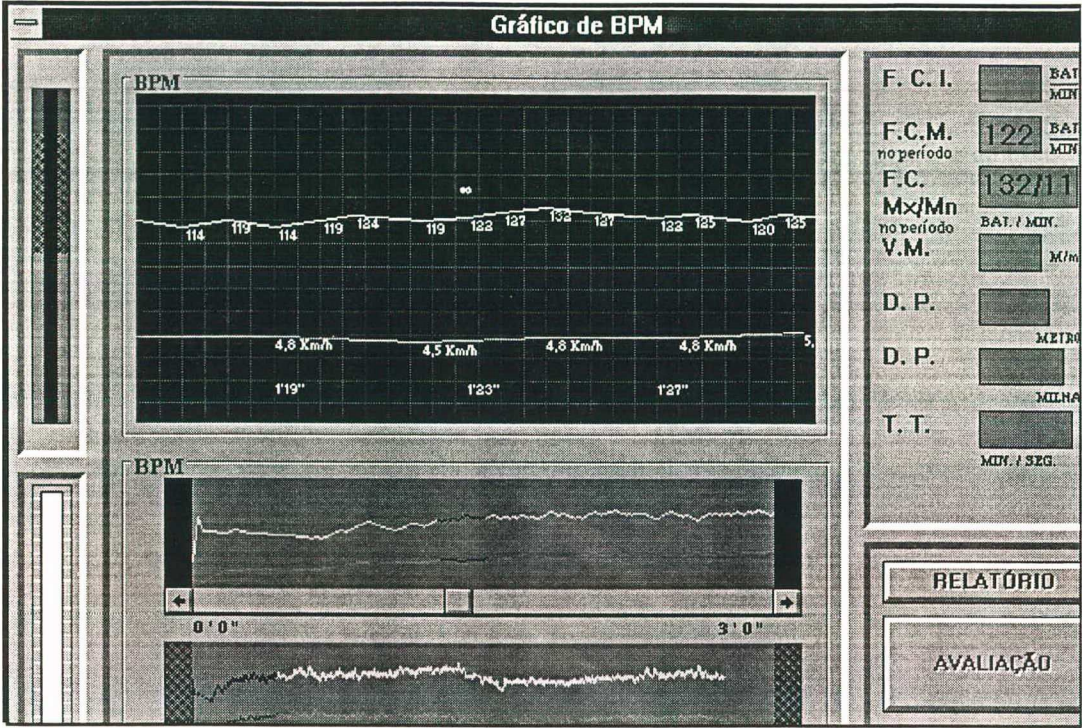


Figura 23 - Formulário destinado à visualização do teste.

4.3.6. DESCRIÇÃO DA ROTINA RELATÓRIO

Esta rotina apresenta o nome do praticante, a data, a frequência cardíaca média, o consumo máximo de Oxigênio e o tempo total do teste.

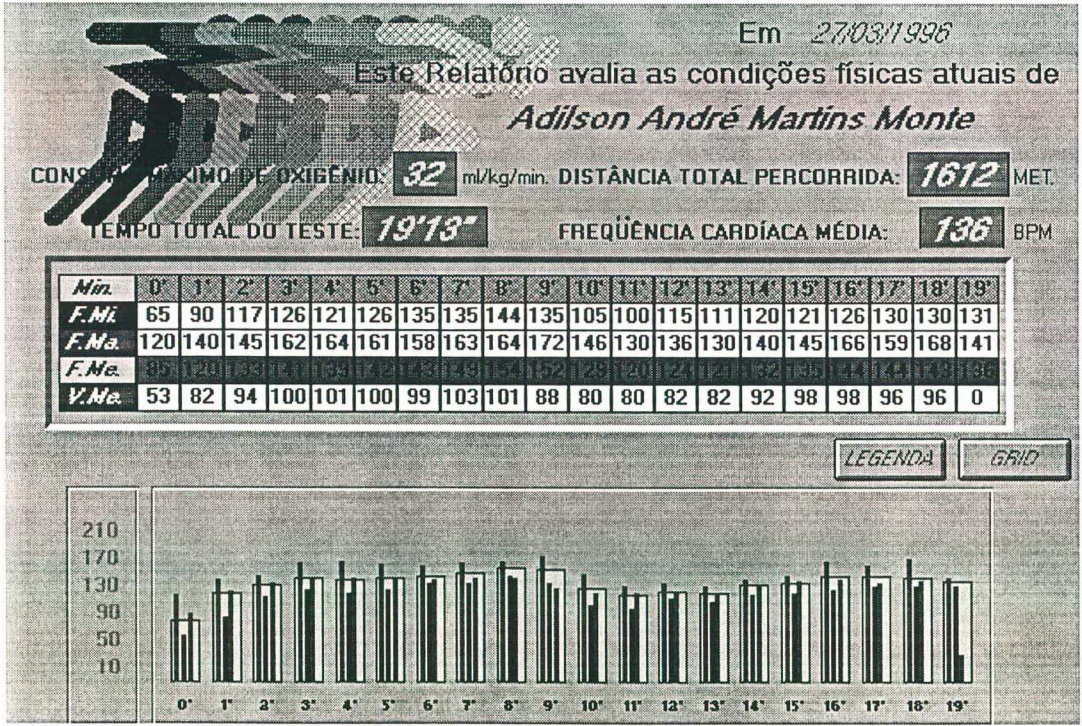


Figura 24 - Exemplo de formulário destinado ao relatório do teste.

O sistema também apresenta discriminadamente em forma de gráfico e de tabelas as frequências média, mínima e máxima e a velocidade média do praticante em cada minuto do teste.

4.3.7 DESCRIÇÃO DA ROTINA APTIDÃO CARDIORRESPIRATÓRIA

Este formulário apresenta graficamente a classificação do praticante de acordo com seus resultados obtidos no teste da caminhada da milha.

Os dois parâmetros que servem de coordenadas no gráfico para obtenção da classificação individualizada da seção são o tempo do teste e a frequência média dos últimos 400 metros [8]. A interseção destas duas variáveis é representada por um círculo.

O gráfico e portanto, as classificações variam de acordo com a idade e o sexo do praticante. A figura 25 ilustra um resultado de um teste.

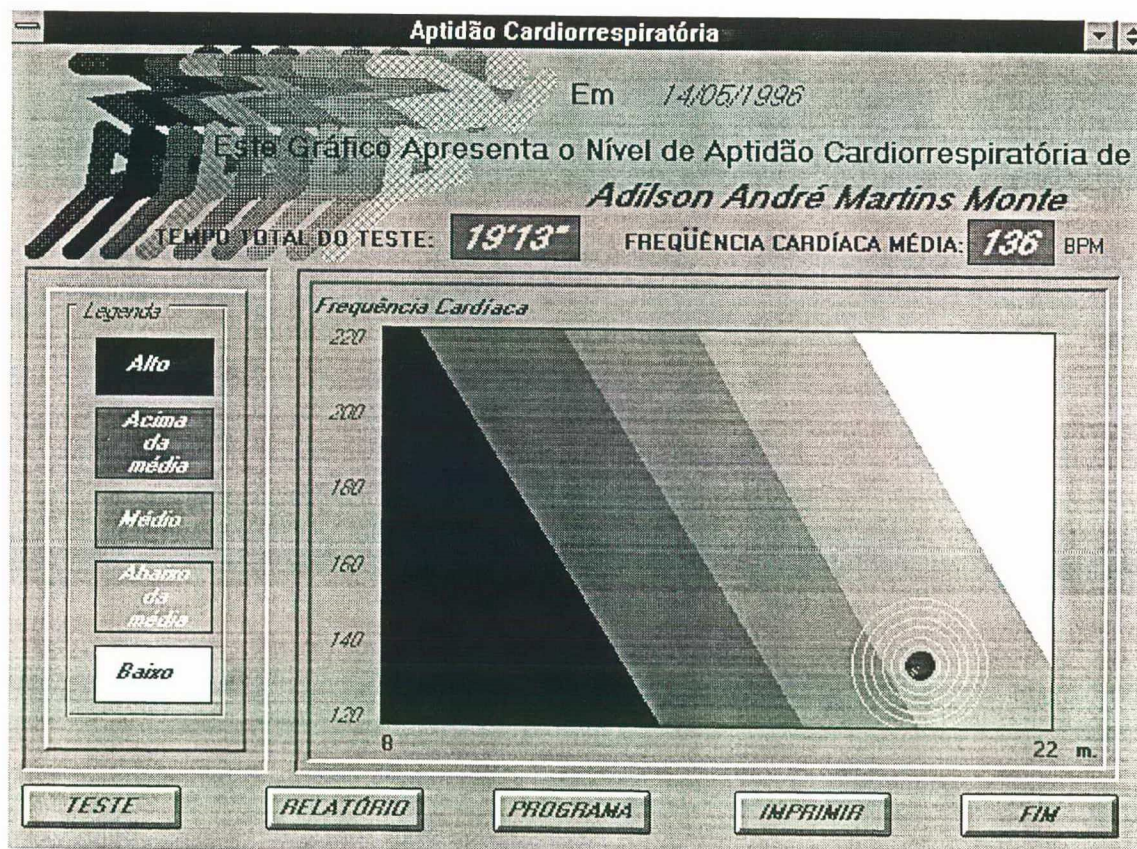


Figura 25 - Formulário que exemplifica a rotina de avaliação cardiorrespiratória.

4.3.8. DESCRIÇÃO DA ROTINA PROGRAMA DE 20 SEMANAS

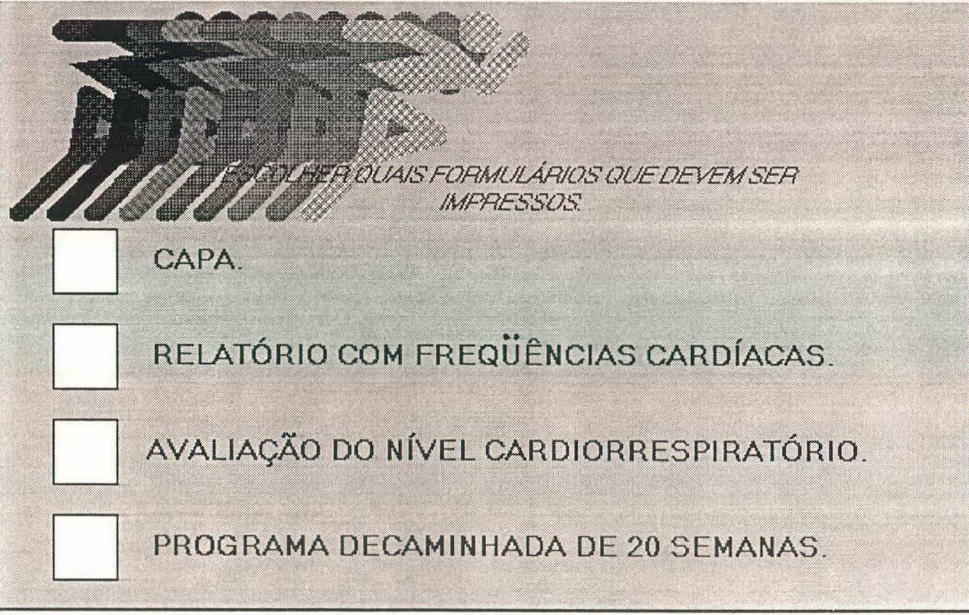
A rotina “programa de 20 semanas” é uma sugestão de um programa físico envolvendo caminhadas sequenciais e planejadas com objetivo de aprimorar o condicionamento físico do praticante. Este programa é selecionado de acordo com os resultados obtidos no teste de caminhada da milha desenvolvido pelo praticante na esteira ergométrica. A figura 26 ilustra o programa “vermelho” de condicionamento físico. Estes programas de condicionamento foram implementados no software a partir dos originais desenvolvidos pelo Dr. Rippe (1988) [36].

Programa de Condicionamento Físico											
P. C. F. - Amarelo											
SEMANA	1	2	3-4	5	6-8	9-10	11-12	13-14	15	16-17	18-20
Aquecimento (min)	5 a 7 minutos de ativação metabólica geral (movimentação leve) e alongamentos										
Distância (Km)	3,2	3,6	4,0	4,4	4,4	4,8	4,8	5,2	5,6	5,6	6,4
Velocidade (m/min)	XXXXXXXXXXXX 80 XXXXXXXXXXXXXXX XXXX 94 XXXX XXXXXXXXXXXXXXX 107 XXXXXXXX XXXX 120 XXXX										
Caminhada (min)	40	45	50	55	47	51	45	48	52	47	53
Freq. Card.	XXXXXXXXXXXXXXXXXXXX 130 XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX 130-152 XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX										
Volta à calma (min)	5 a 7 minutos de caminhada lenta e alongamentos suaves										
Freq. Semanal	5 sessões / semanas										
Tempo Total (min)	50	55	60	65	57	61	55	58	62	57	63

Figura 26 - Formulário que ilustra a rotina programa de 20 semanas.

4.3.9. DESCRIÇÃO DA ROTINA IMPRESSÃO

A rotina da impressão oportuniza a escolha pelo operador dos formulários requeridos à impressão. Conforme a escolha, o sistema imprimirá a capa (formulário contendo a identificação do praticante e a data do teste), o relatório responsável pela amostra das frequências cardíacas e todos as variáveis obtidas a partir do teste de forma discriminada em cada minuto, a avaliação cardiorrespiratória (caminhada da milha) ou uma avaliação do teste Cooper e o programa da 20 semanas sugeridos após o teste da caminhada. Também é possível escolher apenas um dos formulários acima descritos ou uma combinação deles. O formulário é ilustrado pela figura 27.



ESCOLHER QUAIS FORMULÁRIOS QUE DEVEM SER IMPRESSOS.

- ☐ CAPA.
- ☐ RELATÓRIO COM FREQUÊNCIAS CARDÍACAS.
- ☐ AVALIAÇÃO DO NÍVEL CARDIORRESPIRATÓRIO.
- ☐ PROGRAMA DE CAMINHADA DE 20 SEMANAS.

Figura 27 - Formulário contendo as opções para impressão do teste.

4.4. ARQUITETURA DO *HARDWARE* BÁSICO

O sistema possui um pequeno e simples projeto de *hardware*. Devido a quantidade de informações requerida e da velocidade de aquisição foi escolhida a interface serial do microcomputador IBM-PC compatível [13].

O sinal cardíaco é obtido através da adaptação de uma cinta torácica de baixo custo que originalmente é utilizada com um relógio de pulso. Esta cinta é projetada para funcionar por telemetria, mas devido a natureza da nova utilização e a ocorrência de campos eletromagnéticos gerados pelo motor da esteira e portanto, capazes de causar interferência, o sinal é captado diretamente no circuito (internamente). A forma de tensão elétrica a cada onda R do correspondente sinal cardíaco é ilustrada na figura 28

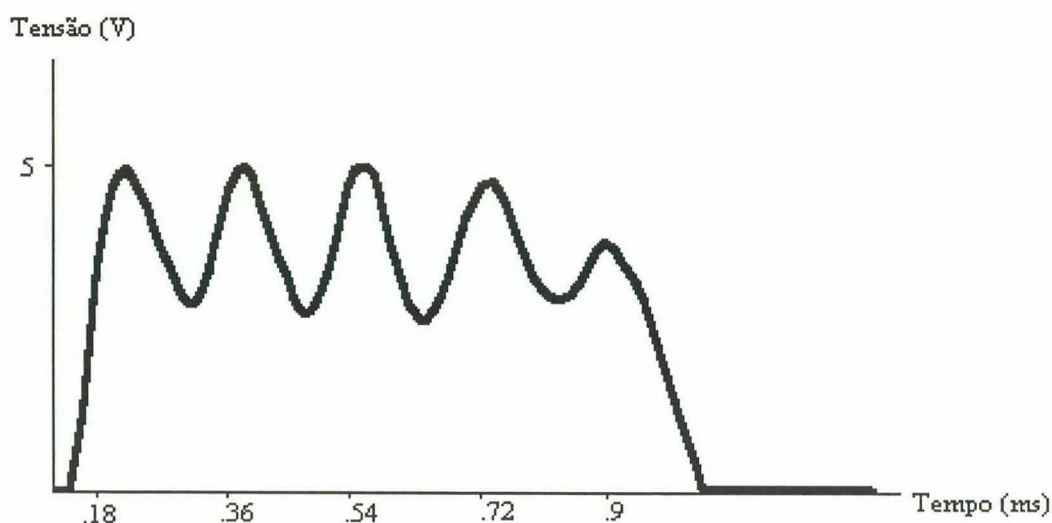


Figura 28 - Forma e característica da tensão gerada na cinta torácica.

O sinal da cinta cujas características são 5 V (tensão máxima) e 5,5 KHz, recebe um tratamento que consiste num filtro por nível (trigger), uma normalização (monoestável) e uma conversão análogo-digital para que seja compatível com a

comunicação serial do IBM-PC compatível. A figura 29 ilustra o esquema simplificado do exposto acima.

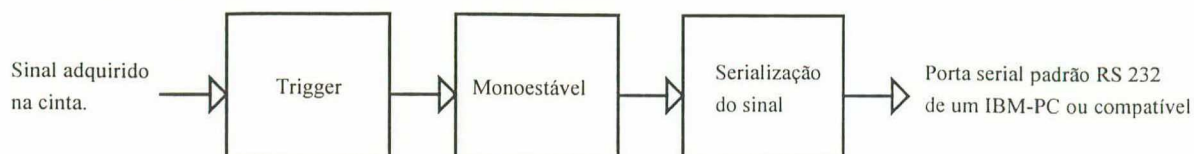


Figura 29 - Tratamento do sinal adquirido da cinta de captação torácica.

A cinta torácica tem o aspecto mostrado na figura 30 e é colocada com os eletrodos fixados no peito do praticante.

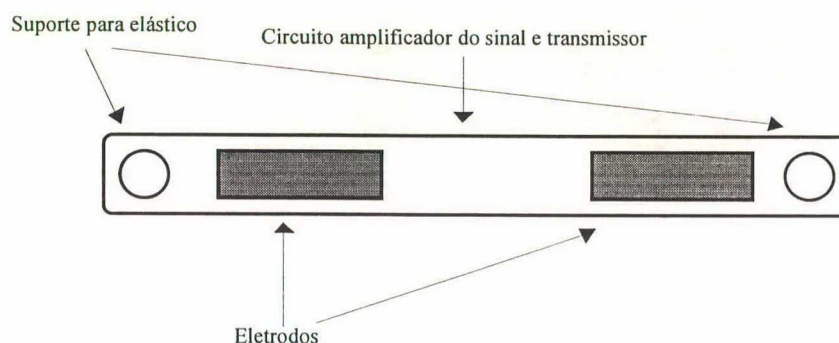


Figura 30 - Formato da cinta torácica.

A velocidade da esteira ergométrica e consequentemente, do praticante, é obtida pelo contato de uma chave NA (normalmente aberta) acionada magneticamente (ampola). Um pequeno ímã é fixado na esteira rolante (móvel) de forma a não prejudicá-la em seu funcionamento e a chave numa parte fixa da mesma esteira. O evento da passagem do ímã pela chave gera um sinal que será tratado, digitalizado (serialização) e processado pelo sistema a fim de fornecer a velocidade instantânea do praticante.

Estas adaptações mostraram grande praticidade, já que podem ser implementadas a qualquer equipamento sem modificar suas características

funcionais. Mas a maior vantagem deste sistema é sem dúvida, o seu baixíssimo custo.

4.5. PROCEDIMENTOS PARA A EXECUÇÃO DO TESTE

Primeiramente, deve-se instalar o *software* no disco rígido do microcomputador, tem-se também, que criar um novo diretório denominado “TESTE” onde futuramente todos os testes serão gravados. Após estes procedimentos, conecta-se o protótipo (*hardware*) na interface serial do microcomputador e adapta-se a cinta torácica no praticante do teste ergométrico.

No que se refere à esteira ergométrica, o imã deve ser fixado na correia e a chave magnética numa extremidade fixa. O seu sensor deve estar localizado a uma distância sensível à passagem do imã.

O próximo passo é ligar o protótipo, a esteira e executar o programa.

Após preencher a tela de entrada de dados pessoais, o praticante deve começar a andar na esteira ergométrica. Neste momento, o sistema avalia os seus periféricos e permite o começo do teste.

Durante a execução do teste, o sistema apresenta um ambiente de acompanhamento gráfico. Ele também, ao finalizar o teste, apresenta os relatórios, a avaliação e a opção de gravação do mesmo.

4.6. PROCEDIMENTOS PARA CARREGAR TESTE ANTIGO

Para carregar um teste gravado anteriormente, o usuário ao executar o programa de informatização do teste físico em esteira ergométrica, deve selecionar a opção “carregar teste antigo” e escrever o nome do praticante e a data de realização do teste.

4.7. CONCLUSÃO

Este capítulo discorreu sobre o sistema projetado e sobre a sua execução. A arquitetura interna do software desenvolvido e a composição do protótipo responsável pela interface com o microcomputador, foram relacionados. Ao seu final, o presente capítulo apresentou os procedimentos de manuseio do sistema, tanto para a realização de testes novos, como para carregar testes antigos. O anexo 1 ilustra o manual do usuário do sistema, que consiste num resumo dos procedimentos práticos para a sua execução.

CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES FINAIS

5.1. INTRODUÇÃO

O último capítulo apresenta os resultados e as conclusões finais do sistema. Também sugere linhas de desenvolvimentos futuros na área.

5.2. RESULTADOS

O projeto foi implementado e testado no Laboratório de Esforço Físico (LAEF) do Centro de Desportos (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Este Laboratório dispõe de uma esteira rolante de marca Ecafix (representada pela Fumbec) e um microcomputador pessoal de marca IBM, modelo Aptiva com a seguinte configuração: 50 Mhz, 4 Mb. de RAM, *hard disk* de 340 Mb. e demais acessórios.

Depois de adaptado ao equipamento, o projeto sofreu vários testes com sucesso. É importante salientar que os testes informatizados foram comparados com testes feitos em ambientes naturais e mantiveram uma razoável correlação. Também não houve caso de extrapolação do tempo pré-fixado no procedimento do teste informatizado.

A seguir, com o intuito de expor as formas de saídas do programa, estão expostos os resultados de dois testes de caminhada da milha. As figuras 31 e 32, ilustram o relatório final e a avaliação de uma pessoa “normal” (indivíduo com atividade física rotineira), respectivamente.

A figura 31 expõe o relatório final do teste de uma pessoa que percorreu a distância de 1613 metros em 15 minutos e 47 segundos, tendo 127 batimentos cardíacos por minuto como média. O relatório também discrimina de forma quantitativa e gráfica, cada minuto do teste. O consumo máximo de Oxigênio estimado para este indivíduo é de 43 ml/Kg.min.

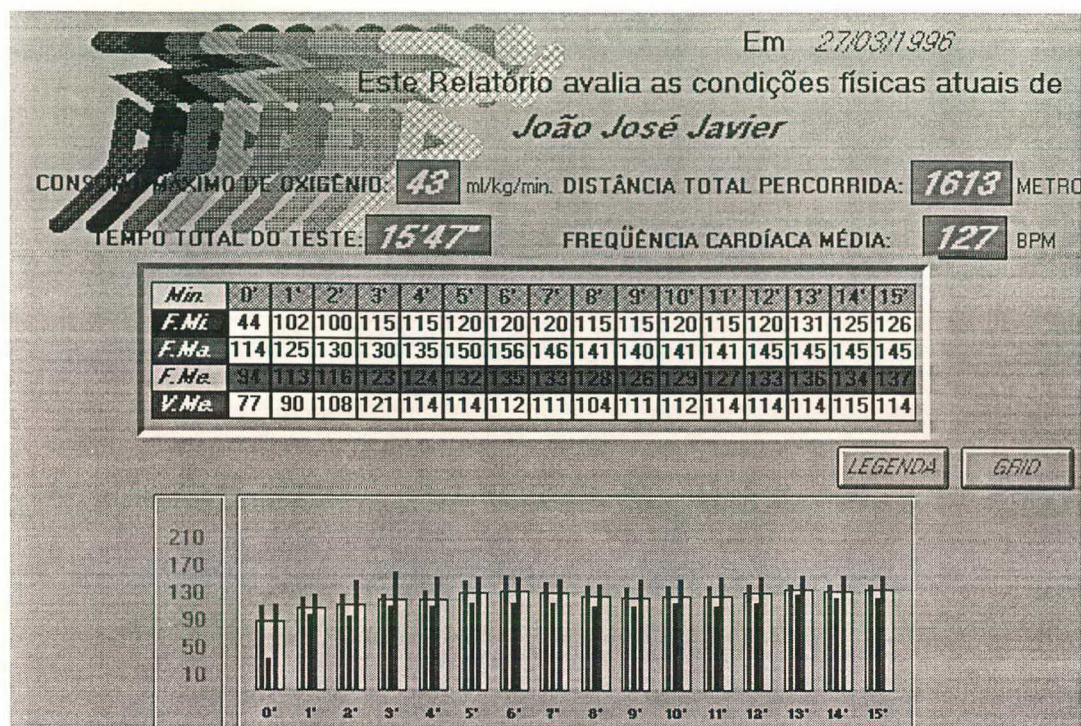


Figura 31 - Exemplo de relatório sobre o teste de um indivíduo normal.

O centro das circunferências grafadas na figura 32, indica a interseção dos parâmetros frequência cardíaca média e tempo total do teste. Cada gráfico é selecionado automaticamente através do sexo e da idade do praticante.

O desempenho deste indivíduo foi considerado "acima da média", conforme indica a faixa correlacionada na legenda.

As figuras 33 e 34, são resultados do teste de uma pessoa com baixo condicionamento (indivíduo sedentário). Este indivíduo com um consumo de Oxigênio máximo estimado em 29 ml/Kg.min. (figura 33), teve o seu nível de aptidão cárdiorrespiratória considerado "abaixo da média" (figura 34).

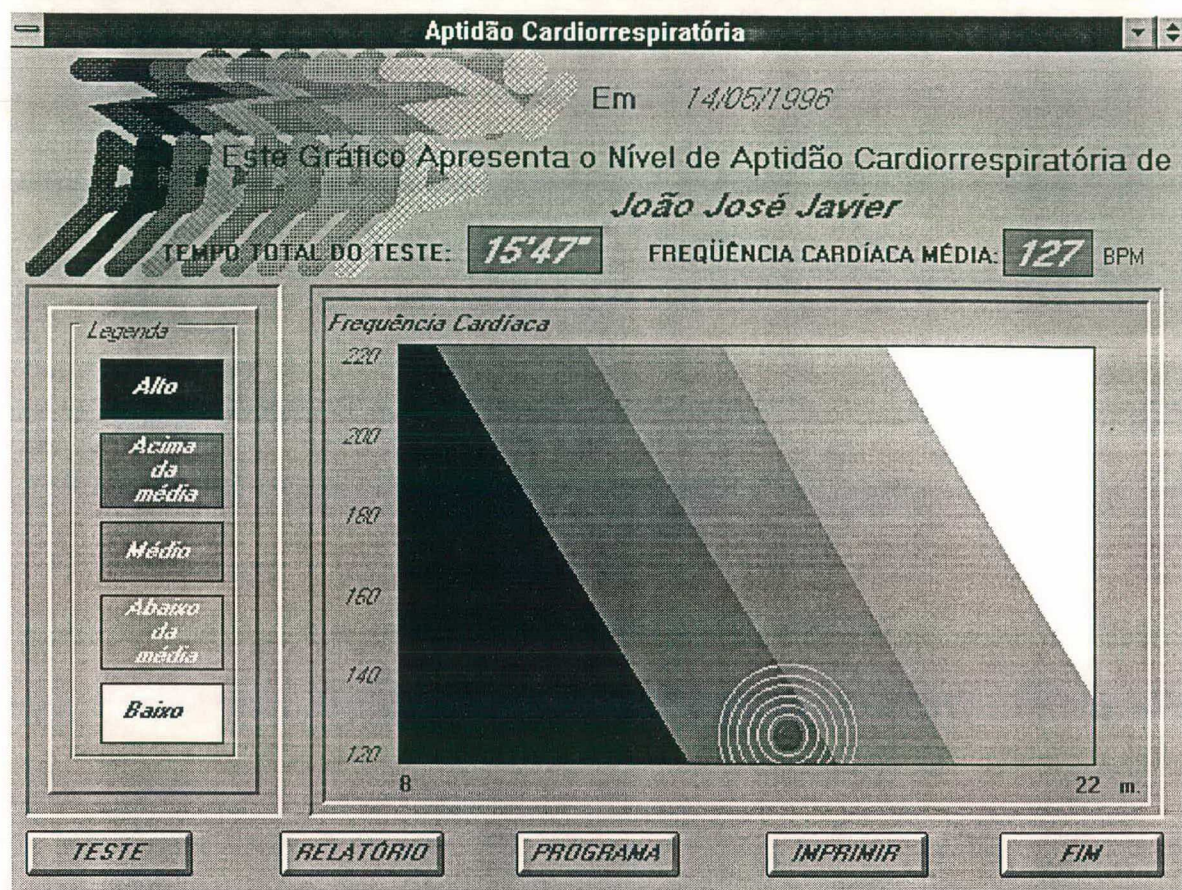


Figura 32 - Exemplo de avaliação de um indivíduo com bom condicionamento físico.

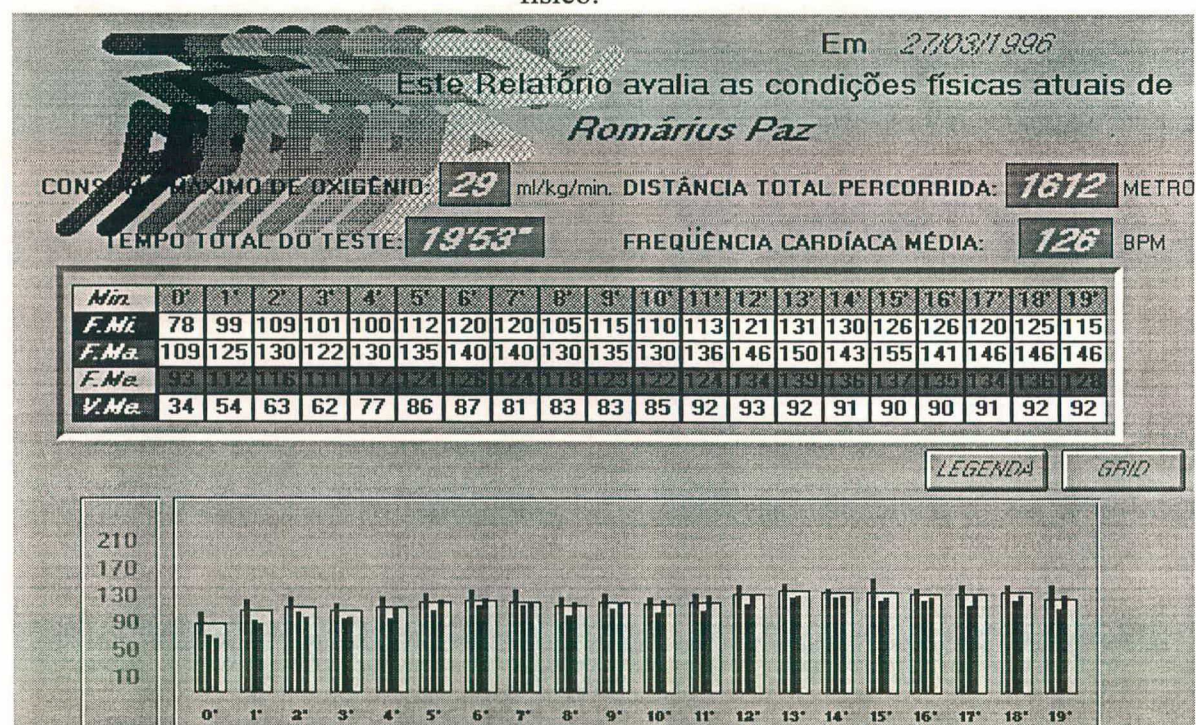


Figura 33 - Exemplo de relatório do teste de um indivíduo sedentário.

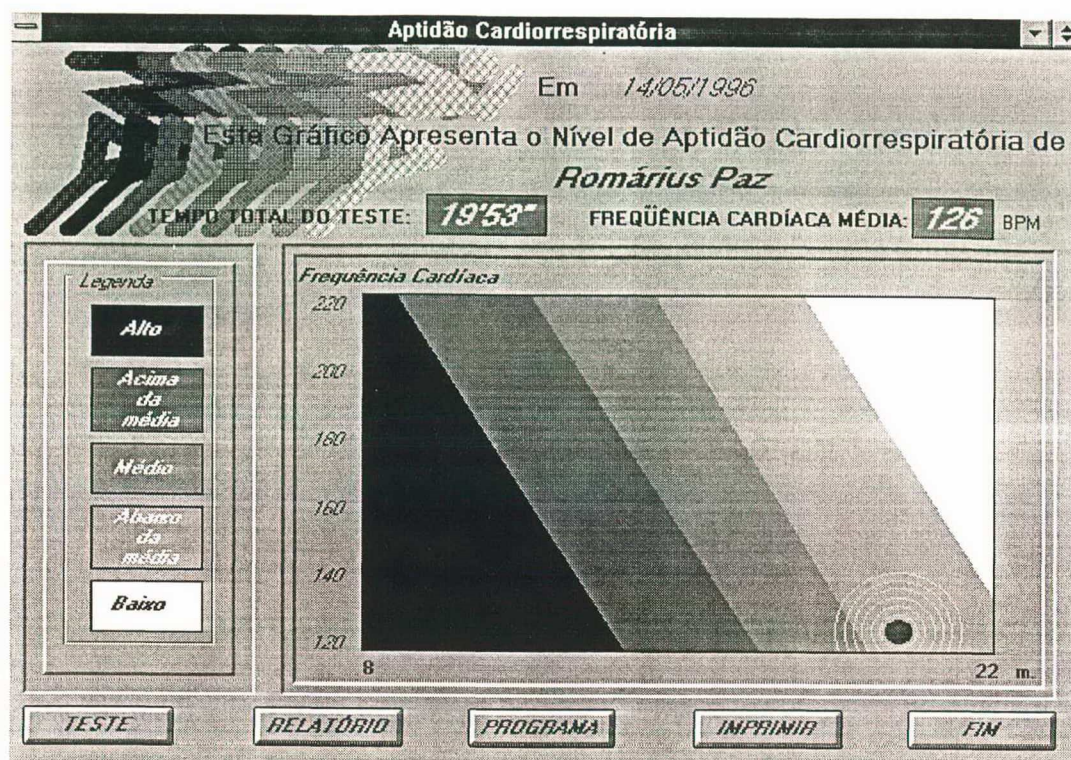


Figura 34 - Exemplo de avaliação de um indivíduo sedentário.

Atualmente, o sistema proposto está a disposição do LAEF - CDS - UFSC.

5.3. CONCLUSÕES FINAIS

A prática de exercícios físicos é uma atitude inteligente na prevenção de doenças e também, o objetivo maior deste projeto.

As técnicas utilizadas neste projeto mostraram-se eficientes e podem vir a ser uma alternativa para este tipo de procedimento. Obviamente, melhorias e sofisticacões podem ser feitas, como por exemplo a captação do volume de Oxigênio trocado durante o teste, ou também, optando-se por um *hardware* mais poderoso, com um microcontrolador por exemplo. O uso de um sistema *off-line* de aquisição e armazenamento de dados, ou seja, um *Holter* específico para estes fins, também cabe como uma sugestão para a sofisticacão do sistema. Este passo já foi alcançado com êxito. O protótipo baseia-se num microgravador comercial com capacidade de 60 minutos (microfita cassete). Esta opção, "liberta" o teste da

esteira ergométrica, voltando à forma original, ou seja, caminhar em um ambiente natural.

Outra opção que atualmente está na etapa de montagem de circuitos, é a monitoração da frequência cardíaca a curta distância. Neste protótipo, a transmissão com alcance de 40 metros, é feita na frequência de 300 Mhz (portadora). Dentro desta última alternativa, cabe a sugestão da monitoração *on-line* de várias pessoas, o que além de promover a avaliação futura, também aumentaria o controle e conseqüentemente, a segurança do praticante.

A transmissão de relativa distância (cerca de 1 Km), também poderia ser útil para adaptações do sistema para testes de campo.

Outra sugestão para aprimoramento futuro do sistema, é o controle *on-line* da frequência cardíaca. Este procedimento proporcionaria maior segurança e eficiência.

Em suma, as definições de projeto podem variar desde soluções simples e em conseqüência de baixo custo, até soluções que se utilizem recursos sofisticados para viabilização do objetivo específico. A presente escolha foi norteadada pelo baixíssimo custo e enorme praticidade de modo a se alcançar a meta básica com um desempenho adequado. Muitas vezes o nosso país importa tecnologia de alto custo que nem sempre é feita utilizando recursos modestos, conclui-se que este trabalho pode contribuir para reverter este quadro e fornecer subsídios importantes para a produção de tecnologia nacional de baixo custo.

GLOSSÁRIO

Adrenalina - Metilamino-dioxifeniletanol, hormônio da porção medular das glândulas adrenais.

Actina - Proteína que se encontra nos músculos e é fator de monta na contração e relaxamento muscular.

Aeróbio - Que tem necessidade de oxigênio.

Anaeróbio - Que não tem necessidade de oxigênio.

Anisotropia - Variação da irritabilidade em diferentes partes ou órgãos.

Anoxia - Insuficiência de oxigênio no sangue causada por doenças pulmonares ou por rarefação do oxigênio no ar atmosférico.

Arteriolas - Artéria de calibre muito pequeno.

Capilares - Vasos sangüíneos microscópicos que formam a rede de ligação entre as ramificações terminais arteriais e venosas.

Catalisador - Substância que provocam a catálise. Constituem exemplos as enzimas ativadoras das reações químicas no interior do organismo.

Colinesterase - Enzima específica contida no sangue e nos tecidos, que desdobra a acetilcolina em colina e ácido acético.

Coronárias - Vasos que irrigam o coração.

Desidratação - Fenômeno patológico caracterizado pela perda de água do organismo.

Diálise - Operação que consiste em separar um colóide de um cristalóide por intermédio de uma membrana permeável.

Endócrino - Relativo às glândulas da secreção interna que vertem o produto de sua secreção na corrente sangüínea.

Endotélio - Tecido que reveste o interior do aparelho circulatório.

Enzimas - Substâncias orgânicas quase sempre de natureza proteica. Têm função de provocar no organismo a transformação de algumas substâncias orgânicas em outras.

Glicogênio - Substância encontrada no fígado. Quando ocorre a absorção de açúcar durante os processos digestivos, o excesso de glicose é armazenado no fígado onde polimeriza em glicogênio.

Glicose - Açúcar de uva ou de amilo, que se encontra em vários frutos. Dextrose.

Isotropia - Propriedade de ser fisicamente homogêneo.

Isquemia - Deficiência local e temporária de sangue devido principalmente, a vasoconstrição arterial. Anemia local.

Miocárdio - Parede muscular do coração, constituída por tecido muscular estriado.

Miofibrila - Um dos elementos fundamentais do músculo esquelético.

Mioneura - Terminação nervosa de um músculo.

Miosina - Proteína derivada do miosiógeno, que representa 8% da substância muscular.

Mitocondria - Organóide citoplasmático de natureza lipoproteica que se apresenta em forma de grânulos, bastões ou filamentos.

Morbidade - Relação entre o número de doentes e o número de habitantes em determinada região,

Neural - Referente a nervos.

Neurônio - Célula nervosa formada pelo corpo celular e por dois prolongamentos: os dendritos e o axônio ou cilindro eixo.

Oxidação - Combinação com oxigênio. Reação química caracterizada pela fixação do oxigênio sobre um corpo.

Parassimpático - Parte do sistema nervoso autônomo ou vegetativo que compreende dois grupos de fibras preganglionares que se originam no sistema nervoso central.

Perfusão - Passagem artificial de líquido através de órgão.

Proteína - Substância orgânica constituída essencialmente por nitrogênio, oxigênio e carbono.

Sístole - Fase da atividade cardíaca.

Sinapse - Relação de contato entre os dendritos das células nervosas.

Vago - Décimo par de nervos craniano.

Vasodilatação - Dilatação dos vasos sangüíneos.

Vasoconstritores - Esteitamento dos vasos sangüíneos.

Vasomotores - Que produz os movimentos de contração ou dilatação dos vasos.

Tetania - Síndrome caracterizada por um estado de hiperexcitabilidade neuromuscular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Noble Rj and Zipes DP. *Techniques of Long-Term Continuous Electrocardiographic Recording, The Heart: Arteries an Veins.* Hurst.W.(Ed.)6th, New York:Ed. McGraw Hill, 1986.
- [2] Holter N.J *A New technique for Cardiovascular Study*, N.Y.ACAD.SCI.65: 913,1957.
- [3] Bertonha E.G. *Gravador Holter Digital*. Florianópolis:Dissertação de mestrado, UFSC, 1994.
- [4] Duncan B.B., Schmidt M.J. & cols. *Altos Coeficientes de Mortalidade em Populações Brasileiras - Uma Comparação Internacional*. REV. ASS BRAS MED 38(3):138-44,1992.
- [5] Lence, L.C. *Primeiro Dicionário Ilustrado de Educação Física*. Bagé: URCAMP, 1989.
- [6] McArdle W.D., Katch F.I., Katch V.L. *Fisiologia do Exercício - Energia, Nutrição e Desempenho Humano*. 3. ed., R.J.: Guanabara Koogan, 1992.
- [7] Stegemann, J.. *Fisiologia do Esforço:Bases Fisiológicas das Atividades Físicas e Desportivas*. 2. ed.- R.J.: Cultura Médica,1979.
- [8] Nieman D.C. *Fitness in Sports Medicine - An Introduction*. California:Bull Publishing Company, 1990.
- [9] Edwards S. *O Livro do Monitor de Frequência Cardíaca*. Kempele, Finlândia:Polar Electro OY, 1994.
- [10] Oliveira A.G. *Manipulando Banco de Dados com Visual Basic*. Florianópolis: Bookstore Editora, 1995.
- [11] Nelson R. *Visual Basic for Windows - Versão 3.0*. São Paulo:Makron Books, 1994.
- [12] Nahas, M.V. *Fundamentos da Aptidão Física Relacionada à Saúde*. Florianópolis:Ed. da UFSC, 1989.

- [13] Murray, D. *Data Acquisition Handbook - Using Personal Computers for Data Acquisition & Control*. Taurus Computer Products Inc., 1987.
- [14] Kindermann, G. *Choque Elétrico*. Porto Alegre: Sagra, 1995.
- [15] Guyton, A.C. *Tratado de Fisiologia Médica*. Ed. Guanabara Koogan - 8 edição, 1991
- [16] Monte, A.A.M. *Segurança em Instalações e Equipamentos Elétricos Hospitalares*. Monografia apresentada no IV Seminário de Engenharia de Segurança do Trabalho, UFSC - 1993.
- [17] Bruce, R.A. *Evaluation of Functional Capacity and Exercise Tolerance of Cardiac Patients*. Mod. Concepts Cardiovasc, 1956.
- [18] Bruce, R.A., et al. *Observations of Cardiorespiratory Performance in Normal Subjects Under Unusual Stress During Exercise*. Arch. Indust. Hyg, 1952.
- [19] NBR-9153 - *Conceituação e Diretrizes de Segurança de Equipamento Elétrico Utilizado na Prática Médica* - Aspectos Básicos, ABNT, nov. 1985.
- [20] IEC 513 - "*Basic Aspects of Safety Philosophy of Electrical Equipament used in Medical Practice*". Publication 513, IEC, Genève-Suisse, 1976.
- [21] Thomas, H.E. *Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement*. Prentice-Hall, 1974.
- [22] Brouha, L. and Health, C.W. *Resting pulse and blood pressure values in relationship to physical fitness in young men*. N. Engl. J. Med., 1943.
- [23] Ellestad, M.H. *Prova de Esforço: Princípios e Aplicações Práticas* - 2 Ed. - Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1984.
- [24] Mountcastle, V.B. *Fisiologia Médica*. Ed. Guanabara Koogan, vol. 1 e 2, 1978.
- [25] Biegelmeier, G. *The Electric Impedance of the Human Body*, RGE vol.11, nov./1985.
- [26] Neuman, M.R. *Medical Instrumentation*. Editor Webster, Boston, 1978.

- [27] Júnior, E. B. de A. *Cardiologia: Atualização e Reciclagem* - SOCESP - Livraria Atheneu Editora - 1994.
- [28] *Medicina e Saúde*. Enciclopédia Ilustrada. Editora Abril, 1967.
- [29] Ellestad, M.H., Blomqvist C.G., Naughton, J.P. *Standards for Adult Exercise Testing Laboratories Circulation* 59:421 A - 430A, 1979.
- [30] Holzner, S. *Visual Basic for Windows*. Rio de Janeiro:Campus, 1994.
- [31] Silva, M. R. B. *Noções Básicas de Eletrocardiografia*. Grupo de Estudos do Sistema Córdio-vascular - Faculdade de Medicina de Santo Amaro, 1994.
- [32] Bruce, R.A., Irving, J.B. *O Coração - Artérias e Veias*. Vol.1, Quarta edição, Editora Koogan, Rio de Janeiro, p.p. 341-354, 1981.
- [33] Guiney, T.E. *Cardiologia*. MEDSI-Editora Médica e Científica, Segunda edição, p.p. 1441-1454, Rio de Janeiro, 1993.
- [34] Dohmann, H.J.F., Rocha, A.F.G. *Conceitos atuais em Cardiologia*. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, p.p. 349-353, 1978.
- [35] Décourt, L.V. *Medicina Preventiva em Cardiologia*, Savier, São Paulo, p.p. 34-44, 1988.
- [36] Nahas, M.V. *Teste da Caminhada da Milha*, Núcleo de Pesquisa em atividade Física e Saúde, UFSC, Departamento de Metodologia Desportiva, apostila.
- [37] Polinsuk, J., Goldfeld, S. *Pequeno Dicionário de Termos Médicos*, Atheneu, Rio de Janeiro, 1980.
- [38] Maltise, G. *Grande Dicionário de Medicina*, Ed. Maltise, São Paulo, 1994.

ANEXO 1



MANUAL DO USUÁRIO

EXECUÇÃO DO TESTE DA CAMINHADA DA MILHA

- § - Instalar o programa de informatização do teste da caminhada da milha;
- § - Criar o diretório TESTE no *driver* C;
- § - Conectar o protótipo na interface serial do microcomputador;
- § - Adaptar a cinta torácica no executor do teste da caminhada da milha;
- § - Ligar o protótipo;
- § - Executar o programa de informatização do teste da caminhada da milha;
- § - Preencher a tela de entrada de dados pessoais;
- § - Começar a caminhada, acionando a esteira;
- § - Selecionar a opção: “Novo Teste”, observar o teste dos periféricos;
- § - Observar a execução, relatório e avaliação do teste;
- § - Salvar o teste da caminhada da milha;

CARREGAR TESTE ANTIGO

- § - Executar o programa de informatização do teste da caminhada da milha;
 - § - Selecionar a opção: “Teste Antigo”;
 - § - Escrever o nome do praticante e posteriormente, selecionar a data do teste;
 - § - Observar o relatório, a visualização e a avaliação do teste;
- Obs.: A opção de impressão está presente em ambos os casos.